

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: A 271/2017  
(22) Anmeldetag: 28.06.2017  
(43) Veröffentlicht am: 15.01.2019

(51) Int. Cl.: **G09B 23/28** (2006.01)  
**G09B 23/32** (2006.01)  
**G09B 9/00** (2006.01)

(56) Entgegenhaltungen:  
US 2016372009 A1  
JP 2008064824 A  
CN 203102722 U

(71) Patentanmelder:  
SIMCharacters GmbH  
1050 Wien (AT)

(74) Vertreter:  
Haffner und Keschmann Patentanwälte GmbH  
Wien

(54) **Patientensimulator**

(57) Bei einem Patientensimulator (1), insbesondere Frühgeborenen-, Neugeborenen- oder Kindersimulator, umfassend eine Thoraxnachbildung (2), die eine Brustkorbnachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Brustkorbelement zur Simulation einer Brustkorbhebung und -senkung aufweist, eine Bauchdeckenmechanik, die eine Bauchdeckennachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Bauchdeckenelement zur Simulation einer Bauchdeckenhebung und -senkung aufweist, einen Lungensimulator (3), eine in eine Kavität (4) mündende anatomische Luftröhrennachbildung (5), eine in die Kavität (4) oder eine weitere Kavität mündende anatomische Speiseröhrennachbildung (6) und eine Steuervorrichtung (14), weist der Patientensimulator (1) zumindest einen Sensor auf, dessen Sensordaten der Steuervorrichtung (14) zugeführt sind, um zu erkennen, ob dem Patientensimulator (1) zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung (5) oder in die Speiseröhrennachbildung (6) gelangt.

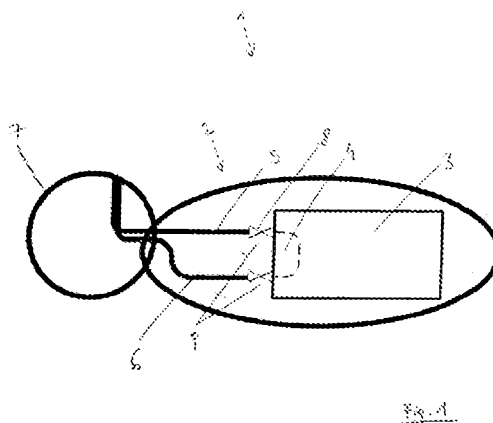
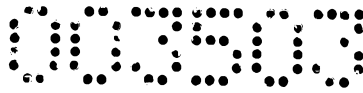


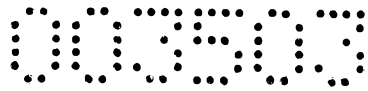
Fig. 1



### Zusammenfassung:

Bei einem Patientensimulator, insbesondere Frühgeborenen-, Neugeborenen- oder Kindersimulator, umfassend eine Thoraxnachbildung, die eine Brustkorbnachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Brustkorbelement zur Simulation einer Brustkorbhebung und -senkung aufweist, eine Bauchdeckenmechanik, die eine Bauchdeckennachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Bauchdeckenelement zur Simulation einer Bauchdeckenhebung und -senkung aufweist, einen Lungensimulator, eine in eine Kavität mündende anatomische Luftröhrennachbildung, eine in eine Kavität mündende anatomische Speiseröhrennachbildung und eine Steuervorrichtung, weist der Patientensimulator zumindest einen Sensor auf, dessen Sensordaten der Steuervorrichtung zugeführt sind, um zu erkennen, ob dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung oder in die Speiseröhrennachbildung gelangt.

Fig.1



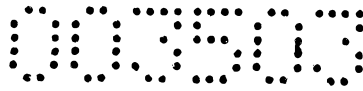
Die Erfindung betrifft einen Patientensimulator, insbesondere Frühgeborenen-, Neugeborenen- oder Kindersimulator, umfassend eine Thoraxnachbildung, die eine Brustkorbnachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Brustkorbelement zur Simulation einer Brustkorbhebung und -senkung aufweist, eine Bauchdeckenmechanik, die eine Bauchdeckennachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Bauchdeckenelement zur Simulation einer Bauchdeckenhebung und -senkung aufweist, einen Lungensimulator, eine in eine Kavität mündende anatomische Luftröhrennachbildung, eine in eine Kavität mündende anatomische Speiseröhrennachbildung und eine Steuervorrichtung.

Patientensimulatoren dienen dem Training von Ärzten oder anderem medizinischen Personal und umfassen in der Regel eine Nachbildung eines Teils des Körpers oder des ganzen Körpers eines Patienten, wobei die Nachbildung Übungsszenarien mit dem Ziel erlaubt, den Übungsteilnehmer auf reale medizinische Notfälle vorzubereiten. Herkömmliche Patientensimulatoren weisen eine Reihe von Funktionseinschränkungen auf, die dazu führen, dass Fehlbehandlungen nicht ohne weiteres mit der erforderlichen Sicherheit erkannt werden. Dies ist insbesondere beim Simulieren der Beatmung des Simulators problematisch, weil eine fehlerhafte Vorgehensweise in der Realität hier besonders gravierende Konsequenzen mit sich bringt.

Es sind bereits Patientensimulatoren bekannt geworden, die einen Lungensimulator aufweisen, mit welchem verschiedene Zustände der Lunge simuliert werden können und welcher das Trainieren von Beatmungsvorgängen erlaubt. Ein Lungensimulator umfasst in der Regel eine Nachbildung der

grundlegenden atemmechanischen Parameter eines Menschen, wie insbesondere des Strömungswiderstandes der Atemwege (Resistance) und der Dehnbarkeit der Lunge (Compliance). Im einfachsten Fall umfasst ein Lungensimulator eine pneumatische Reihenschaltung einer Resistance und einer Compliance. Der Lungensimulator dient dazu, verschiedene Zustände der Lunge eines Patienten z.B. hinsichtlich der Resistance und der Compliance zu simulieren, was insbesondere für das Üben der Beutelbeatmung als auch der maschinellen Beatmung mit Hilfe einer Beatmungsmaschine von großem Vorteil ist. Um in diesem Zusammenhang eine endotracheale Intubation bzw. Beatmung des Simulators zu ermöglichen, umfasst der erfindungsgemäße Patientensimulator zusätzlich zum Lungensimulator eine zum Lungensimulator führende Luftröhrennachbildung, sowie vorzugsweise eine anatomische Kehlkopfnachbildung, und eine Speiseröhrennachbildung.

Da die Versorgung eines kritisch kranken Früh- oder Neugeborenen ein relativ seltenes Ereignis ist, bedarf sie eines schnellen, überlegten und strukturierten Handelns des medizinischen Personals, weshalb es immer wieder zu Problemen in der Umsetzung der medizinischen Handlungen und der Zusammenarbeit im Team kommt. Werden bei der Versorgung eines lebensbedrohten Früh- oder Neugeborenen nicht die richtigen Maßnahmen getroffen, kann dies einen lebenslangen Einfluss auf die weitere Entwicklung des Kindes haben. Gerade in der Kinderheilkunde ist daher die Durchführung von Simulationstrainings eine ethische Verpflichtung. Nur so können die notwendigen Erfahrungen und Fertigkeiten für die Versorgung kritisch kranker Früh- oder Neugeborener erworben werden, ohne das Leben oder die Gesundheit der Patienten zu gefährden. Der Qualitätsanspruch der heutigen



Medizin erfordert es, dass auch seltene Ereignisse trainiert werden, um einerseits Leben zu retten und andererseits die Lebensqualität nach einer Notfallsituation zu verbessern.

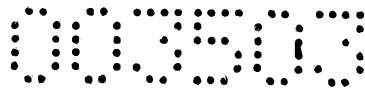
Insbesondere die Beatmung von Früh- oder Neugeborenen gestaltet sich oftmals äußerst schwierig. Die Beatmung dient hierbei der Unterstützung oder dem Ersatz unzureichender oder nicht vorhandener Spontanatmung.

Einerseits kann zur Beatmung beispielsweise ein Beatmungsbeutel zum Einsatz kommen, der eine über Mund und Nase des Patienten zu legende Gesichtsmaske und einen an diese angeschlossenen elastischen, kompressiblen Beutel mit einem Ventil, welches den Luftstrom lenkt, umfasst.

Andererseits können in der Anästhesiologie und Intensivmedizin routinemäßig benutzte Beatmungsgeräte zur Anwendung gelangen, die eine zufriedenstellende mechanische Beatmung sicherstellen, wenn die Atemwege des Patienten mit einem Beatmungsschlauch offengehalten bzw. gesichert werden und wenn die Luft ungehindert in die Lungen und wieder herausströmen kann.

Maßnahmen zur Atemwegssicherung hängen von der individuellen Situation des Patienten ab. Den wirksamsten Schutz bietet die endotracheale Intubation. Bei der endotrachealen Intubation wird ein Endotrachealtubus beispielsweise durch den Mund in die Trachea eingebracht.

Die Effektivität der Beutelbeatmung ist abhängig vom Schwenkwinkel, d.h. dem Beugungs- bzw. Streckungsgrad des Halses. Ist der Schwenkwinkel zu klein oder zu groß, d.h.



der Kopf zu wenig nach hinten geneigt bzw. zu weit überstreckt, gelangt die mittels des Beatmungsbeutels eingebrachte Luft tendenziell vermehrt in den Magen anstatt in die Lunge.

Im Falle der Beatmung mittels Endotrachealtubus und maschinellern Beatmungsgerät kann es vorkommen, dass der Tubus in die Speiseröhre anstatt in die Luftröhre eingeführt wird. Auch in diesem Fall wird die mittels des Beatmungsgeräts eingebrachte Luft in den Magen anstatt in die Lunge appliziert.

Solche Fehlbehandlungen sollten tunlichst vermieden werden und es ist daher von großem Interesse eine Möglichkeit zu schaffen, diverse Beatmungsszenarien an Säuglings- und Neugeborenenensimulatoren zu trainieren.

Derzeit erhältliche Säuglings- und Neugeborenenensimulatoren lassen die realitätsnahe Simulation der Beatmung mit gleichzeitiger Simulation der bei Fehlbehandlungen auftretenden Effekte aufgrund der geringen Größe und der so erforderlichen Miniaturisierung von Technik- und Steuerelementen nicht zu, wodurch am Simulator geübte Handhabungen nicht automatisch die Tätigkeiten in der Realität verbessern.

Die vorliegende Erfindung zielt daher darauf ab, einen Patientensimulator, insbesondere Frühgeborenenensimulator dahingehend zu verbessern, dass die Realitätstreue verbessert und die Simulation verschiedenster Beatmungsszenarien auch bei einer kleinbauenden Ausführung für die Frühgeborenenensimulation ermöglicht wird.

Zur Lösung dieser Aufgabe sieht die Erfindung vor, dass der Patientensimulator zumindest einen Sensor aufweist, dessen Sensordaten der Steuervorrichtung zugeführt sind, um zu erkennen, ob dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung oder in die Speiseröhrennachbildung gelangt. Auf diese Weise kann der Patientensimulator die Korrektheit bzw. die Effektivität der vorgenommenen Beatmung überwachen, wobei die an die Steuervorrichtung übermittelten Sensordaten ausgewertet werden und der Simulator entsprechend der jeweiligen Sensordaten, welche die vorgenommene Beatmung widerspiegeln, realitätsgetreu reagieren kann. Insbesondere kann die Steuervorrichtung in Abhängigkeit von der detektierten Beatmung und deren Korrektheit bzw. Effektivität die Simulation von physiologischen Reaktionen des Körpers ansteuern, wie z.B. bei korrekter Beatmung ein Anheben und Absenken des Brustkorbes und bei falscher Beatmung eine nahezu fehlende Brustkorbaktivität und ggf. ein Anheben der Bauchdecke.

Im Hinblick auf die Ausgestaltung und Anordnung des wenigstens einen Sensors ist der erfindungsgemäße Patientensimulator in vorteilhafter Weise dahingehend weitergebildet, dass dieser eine Kehlkopfnachbildung aufweist und der zumindest eine Sensor in der Kehlkopfnachbildung angeordnet ist. Die Anordnung des Sensors in der Kehlkopfnachbildung des Simulators gewährleistet, dass die Beatmung direkt an der relevanten Stelle, d.h. dort wo der Tubus eingeführt wird, detektiert wird. Weiters bietet die Kehlkopfnachbildung ausreichend Platz um den zumindest einen Sensor anzubringen.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator kann auch derart ausgebildet sein, dass der zumindest eine Sensor in oder an der anatomischen Luftröhrennachbildung oder der anatomischen Speiseröhrennachbildung angeordnet ist. Auch diese alternativen Anordnungsmöglichkeiten des Sensors dienen dazu, die Beatmung direkt zu detektieren.

In vorteilhafter Weise ist der erfindungsgemäße Patientensimulator dahingehend weitergebildet, dass der Patientensimulator eine Mehrzahl, vorzugsweise zumindest zwei Sensoren aufweist.

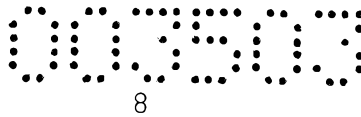
In vorteilhafter Weise ist der erfindungsgemäße Patientensimulator dahingehend weitergebildet, dass der zumindest eine Sensor ein im Bereich der Kehlkopfnachbildung oder im Bereich der Luftröhrennachbildung und/oder der Speiseröhrennachbildung angeordneter Näherungssensor ist, wobei im Fall von zwei gesonderten Sensoren sowohl der Luftröhrennachbildung als auch der Speiseröhrennachbildung jeweils ein eigener Näherungssensor zugeordnet werden kann. Diese bevorzugte Ausbildung dient dazu, die Effektivität des Beatmungszustandes mittels eines Endotrachealtubus bei Beutel- oder maschineller Beatmung zu simulieren. Die Effektivität mit Beatmungsgeräten ist - wie bereits oben erwähnt - abhängig vom Offenhalten bzw. Sichern der Atemwege, wobei dies mittels eines Endotrachealtubus sichergestellt werden kann. Wenn der Endotrachealtubus anstatt in die Luftröhre in die Speiseröhre eingeführt wird führt dies zu einer Fehlbeatmung, wobei die bei der Beatmung eingeblasene Luft den Bauchraum anstatt die Lunge erreicht. Mit Hilfe des wenigstens einen Näherungssensors kann in einfacher Weise detektiert werden, ob ein



Endotrachealtubus in die Luftröhre oder in die Speiseröhre eingeführt wurde. Der wenigstens eine Näherungssensor kann z.B. als kapazitiver, induktiver, magnetischer oder optischer Näherungssensor ausgebildet sein.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass eine mit der Thoraxnachbildung schwenkbar verbundene Kopfnachbildung vorgesehen ist und der zumindest eine Sensor ausgebildet ist, um den Schwenkwinkel der Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung zu ermitteln. Diese bevorzugte Ausführungsform ermöglicht es, den Beatmungszustand bei einer Beutelbeatmung zu ermitteln und die entsprechenden physiologischen Folgen zu simulieren. Die Effektivität der Beutelbeatmung ist - wie bereits zuvor erwähnt - abhängig von der Genickneigung, d.h. dem Schwenkwinkel der Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung. Wenn der Schwenkwinkel zu klein gewählt ist, d.h. die Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung zu wenig nach hinten geneigt ist bzw. der Schwenkwinkel zu groß gewählt ist, d.h. die Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung zu weit nach hinten geneigt bzw. überstreckt ist, verursacht dies Probleme bei der Beatmung, die der Simulator dadurch erkennt, dass die Kopfnachbildung des Simulators einen in Relation zur Thoraxnachbildung falschen Schwenkwinkel aufweist.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass der zumindest eine Sensor ein in der Kopfnachbildung angeordneter Beschleunigungs- und/oder Bewegungssensor, insbesondere eine inertielle Messeinheit, ist. Die vorgenannten Sensoren sind allesamt zur Detektion des Schwenkwinkels der Kopfnachbildung



relativ zur Thoraxnachbildung geeignet. Ein Beschleunigungssensor bzw. eine inertielle Messeinheit (inertial measurement unit, IMU) misst eine insbesondere dreiachsige Beschleunigung, wodurch die beim Bewegen der Kopfnachbildung vorgenommene Verschwenkung erfasst werden und der aktuelle Relativwinkel der Kopfnachbildung zur Thoraxnachbildung errechnet werden kann. Der Relativwinkel bestimmt denjenigen Anteil der Luft, der in die Lunge gelangt, und denjenigen Anteil der Luft, der in den Magen gelangt. Die Steuervorrichtung hat in diesem Zusammenhang einen Algorithmus gespeichert, der den durch die Speiseröhre und den durch die Luftröhre gelangenden Luftanteil in Abhängigkeit vom Relativwinkel berechnet, wobei die Steuervorrichtung die Simulation der entsprechenden physiologischen Reaktionen des Körpers ansteuern kann, wie z.B. ein Anheben und Absenken des Brustkorbes und/oder Anheben der Bauchdecke.

Wie bereits erwähnt, mündet sowohl die Luftröhrennachbildung als auch die Speiseröhrennachbildung in eine Kavität, welche z.B. mit Drucksensoren ausgestattet sein kann, um den bei der Beatmung in der Lunge oder bei fehlerhafter Beatmung im Magen entstehenden Druck zu ermitteln und dadurch die Effektivität der Beatmung zu messen. Die Kavität dient auch der Darstellung der Druckzustände in der Lunge oder im Magen, wobei z.B. ein erhöhter Druck beim Beatmen als Druckwiderstand spürbar wird. Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist in diesem Zusammenhang bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass die Kavität, in welche die Luftröhrennachbildung mündet, und ggf. die Kavität, in welche die Speiseröhrennachbildung mündet, im Lungensimulator angeordnet ist. Dies ermöglicht eine besonders platzsparende Ausbildung, da durch Anordnung

der Kavität bzw. ggf. der Kavitäten im Lungensimulator auf die Ausbildung eines Magensimulators, der eine eigene Kavität besitzt, oder auf das Ausbilden einer irgendwo anders innerhalb oder außerhalb des Simulators befindlichen Kavität verzichtet werden kann. Hierdurch wird erreicht, dass die Simulation verschiedenster Beatmungsszenarien auch bei einer kleinbauenden Ausführung für die Frühgeborenen-simulation ermöglicht wird.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass die Kavität, in welche die Luftröhrennachbildung mündet, und die Kavität, in welche die Speiseröhrennachbildung mündet, von derselben Kavität des Lungensimulators gebildet ist. Mittels einer einzigen Kavität, die im Lungensimulator angeordnet ist und in welche sowohl die Luftröhrennachbildung als auch die Speiseröhrennachbildung mündet, wird eine weitere Platzersparnis und daher eine besonders kleinbauende Ausführung des Simulators ermöglicht.

In vorteilhafter Weise ist der erfindungsgemäße Patientensimulator hierbei dahingehend weitergebildet, dass ein erstes Sperrorgan zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Luftröhrennachbildung in die Kavität des Lungensimulators und ein zweites Sperrorgan zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Speiseröhrennachbildung in die Kavität des Lungensimulators vorgesehen sind, wobei das erste und das zweite Sperrorgan ausgebildet sind, um von der Steuervorrichtung angesteuert zu werden. Die Sperrorgane dienen dabei dazu, den Gas- bzw. Luftfluss bei Vorliegen einer einzigen Kavität, in die sowohl die Luftröhrennachbildung als auch die Speiseröhrennachbildung münden, in geeigneter Weise zu

kontrollieren, um zu verhindern, dass die durch die Luftröhrennachbildung in die Kavität geleitete Luft über die Speiseröhrennachbildung entweicht und umgekehrt die durch die Speiseröhrennachbildung in die Kavität geleitete Luft über die Luftröhrennachbildung entweicht. Ein Entweichen würde die Druckverhältnisse in der Kavität verändern.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist hierbei bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass die Steuervorrichtung derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorgan zusammenwirkt, dass das erste Sperrorgan geschlossen wird und das zweite Sperrorgan geöffnet wird oder bleibt, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Speiseröhrennachbildung gelangt.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass die Steuervorrichtung derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorganen zusammenwirkt, dass das zweite Sperrorgan geschlossen wird und das erste Sperrorgan geöffnet wird oder bleibt, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung gelangt.

Die vom jeweiligen Sensor detektieren Informationen werden der Steuervorrichtung zugeführt, welche wiederum - je nachdem, ob eine korrekte Beatmung über die Luftröhrennachbildung oder eine fehlerhafte Förderung von Luft in die Speiseröhrennachbildung - das dementsprechende Sperrorgan ansteuert.

Wenn die Kopfnachbildung in Relation zur Thoraxnachbildung des Simulators zu stark oder zu wenig geneigt ist bzw. der Tubus irrtümlich in den Speiseröhrennachbildung eingeführt wurde und das dem Simulator zugeführte Beatmungsgas demgemäß in die Speiseröhrennachbildung gelangt, wirkt die Steuervorrichtung derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorgan zusammen, dass das erste Sperrorgan geschlossen wird und das zweite Sperrorgan geöffnet wird und demgemäß lediglich eine Beatmung des Magens und nicht eine Beatmung des Lungenraumes simuliert wird.

Wenn hingegen die Kopfnachbildung in Relation zur Thoraxnachbildung des Simulators den richtigen Neigungswinkel aufweist bzw. der Tubus richtigerweise in die Luftröhrennachbildung eingeführt wurde und das dem Simulator zugeführte Beatmungsgas demgemäß in die Luftröhrennachbildung gelangt, wirkt die Steuervorrichtung derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorgan zusammen, dass das zweite Sperrorgan geschlossen und das erste Sperrorgan geöffnet wird oder bleibt und demgemäß eine Beatmung des Lungenraumes und nicht eine Beatmung des Magens simuliert wird.

Als Sperrorgan kann beispielsweise ein Ventil fungieren.

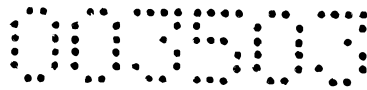
In vorteilhafter Weise ist der erfindungsgemäße Patientensimulator dahingehend weitergebildet, dass ein vom Lungensimulator unabhängig ansteuerbarer Hub- und Senkantrieb für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement vorgesehen ist. Dadurch, dass das Anheben und Absenken des Brustkorbelements mechanisch nicht mit der Ausdehnung oder Entleerung der Nachbildung der Lungenkavität gekoppelt ist, sondern davon unabhängig

angesteuert wird, wird die Möglichkeit geboten, die Kavität des Lungensimulators, wie oben beschrieben, auch für die Simulation einer fehlerhaften Beatmung, bei der die Luft in den Magen gelangt, mitzuverwenden.

Allgemein gelingt es auf Grund der genannten Unabhängigkeit der Ansteuerung des Brustkorbelements, den Lungensimulator und die Simulation der Brustkorbhebung und -senkung als funktional getrennte Einheiten auszubilden, die gesondert voneinander zur Durchführung von Simulationsvorgängen angesteuert werden können.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass die Steuervorrichtung mit dem Heb- und Senkantrieb für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement und mit einem Heb- und Senkantrieb für das heb- und senkbare Bauchdeckenelement zusammenwirkt. Die Steuervorrichtung kann daher, je nachdem, ob eine korrekte oder eine fehlerhafte Beatmung festgestellt wurde, das Brustkorbelement oder das Bauchdeckenelement ansteuern.

Eine bevorzugte Ausführung der Erfindung sieht in diesem Zusammenhang vor, dass die Steuervorrichtung ausgebildet ist, um den Antrieb des heb- und senkbaren Bauchdeckenelements zu einem Anheben des Bauchdeckenelements anzusteuern, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Speiseröhrennachbildung gelangt. Hierdurch ist es möglich den anatomisch korrekten Zustand bei Fehlbeatmung darzustellen.

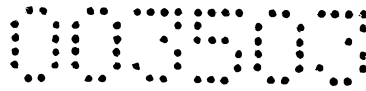


In vorteilhafter Weise ist der erfindungsgemäße Patientensimulator dahingehend weitergebildet, dass die Steuervorrichtung ausgebildet ist, die Anhebung des Bauchdeckenelements in Abhängigkeit vom Schwenkwinkel der Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung zu steuern.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass wenigstens ein Sensor zur Messung des Zustands des Lungensimulators, insbesondere wenigstens ein Drucksensor zur Messung des Drucks in der Kavität des Lungensimulators, vorgesehen ist, dessen Signale der Steuereinrichtung zur Ansteuerung des Hub- und Senkantriebs für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement zugeführt sind, um das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement in Abhängigkeit von den Signalen anzuheben und abzusenken, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung gelangt, wobei der Drucksensor bevorzugt angeordnet und ausgebildet ist, um den Beatmungsdruck zu ermitteln.

Zur Simulation physiologisch normaler Zustände des Atemsystems, insbesondere der Lunge, wird die Hub- und Senkmechanik der Thoraxnachbildung bei Feststellen einer korrekten Beatmung so angesteuert, dass sich das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement synchron mit der Luftfüllung und -entleerung des Lungensimulators hebt und senkt. Dies ist insbesondere bei der Durchführung von Beatmungsübungen mit dem Patientensimulator der Fall.

Der Lungensimulator kann hierzu bevorzugt zwei Kavitäten, aufweisen nämlich eine zur Simulation des rechten Lungenflügels und eine zur Simulation des linken



Lungenflügels, die beide über die Luftröhrennachbildung mit Luft aus einem Beatmungsgerät befüllbar sind, wobei Drucksensoren zur Messung des Drucks in der bzw. den Kavität(en) vorgesehen sind. Die Signale des bzw. der Drucksensors/en sind bevorzugt der Steuereinrichtung zur Ansteuerung der Hub- und Senkmechanik der Thoraxnachbildung zugeführt, um das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement in Abhängigkeit von den Drucksignalen anzuheben und abzusenken. Die Drucksensoren sind bevorzugt angeordnet und ausgebildet, um den Beatmungsdruck und das Beatmungsvolumen zu ermitteln. Die wenigstens eine Kavität des Lungensimulators ist zu diesem Zweck bevorzugt im Volumen verstellbar ausgebildet. Das Volumen kann gemäß den physikalischen Grundlagen der Compliance und Resistance dynamisch angepasst werden. Die Berechnung des aktuellen Volumens basiert z.B. auf einem angepassten Algorithmus innerhalb eines Mikrocontrollers. Zur Einstellung der physiologischen und pathologischen Atemparameter des Lungensimulators ist bevorzugt ein elektrischer Antrieb vorgesehen.

Der erfindungsgemäße Patientensimulator ist bevorzugt dahingehend weitergebildet, dass der Lungensimulator wenigstens ein Stellelement zur Einstellung der Compliance und/oder wenigstens ein Stellelement zur Einstellung der Resistance aufweist, wobei vorzugsweise die Steuervorrichtung derart mit dem Stellelement zur Einstellung der Compliance zusammenwirkt, dass eine Verringerung der Compliance der Lunge simuliert wird, wenn der Heb- und Senkantrieb für das heb- und senkbare Bauchdeckenelement zum Anheben des Bauchdeckenelements angesteuert wird. Dadurch kann bei einer Fehlbeatmung in den Magen zusätzlich zur Anhebung der Bauchdecke simuliert



werden, dass ein Aufblähen des Magens einen Druck auf die Lunge bewirkt, wodurch die Lunge in der Folge zusammengepresst wird.

Die Nachstellung der Lunge kann hierbei durch eine Kammer mit einem steuerbaren Kolben gebildet sein, der das nachgestellte Lungenvolumen in Abhängigkeit von Druck und Zeit variieren kann, wobei durch Veränderung der Druckbeaufschlagung des Kolbens sowohl die Compliance als auch die Resistance eingestellt werden können.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von in der Zeichnung schematisch dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. In dieser zeigt Fig.1 eine Schnittansicht des erfindungsgemäßen Patientensimulators, Fig.2 ein Fließdiagramm der Steuerung des Lungensimulators mit davon getrennt ansteuerbarer Hub- und Senkmechanik der Brustkorbnachbildung und Fig.3 eine weitere Schnittansicht des erfindungsgemäßen Patientensimulators.

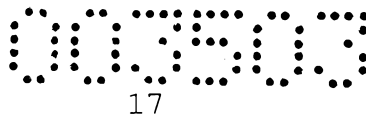
Fig.1 zeigt den erfindungsgemäßen Patientensimulator 1, der eine Thoraxnachbildung 2, die eine Brustkorbnachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Brustkorbelement (in Fig.1 nicht gezeigt) zur Simulation einer Brustkorbhebung und -senkung aufweist, eine Bauchdeckenmechanik (in Fig.1 nicht gezeigt), die eine Bauchdeckennachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Bauchdeckenelement zur Simulation einer Bauchdeckenhebung und -senkung aufweist, einen Lungensimulator 3, eine in eine Kavität 4 des Lungensimulators 3 mündende anatomische Luftröhrennachbildung 5 und eine in dieselbe Kavität 4 des Lungensimulators 3 mündende anatomische Speiseröhrennachbildung 6 umfasst. Weiters besitzt der

Simulator eine mit der Thoraxnachbildung 2 schwenkbar verbundene Kopfnachbildung 7, sowie ein erstes Sperrorgan 8 zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Luftröhrennachbildung 5 in die Kavität 4 des Lungensimulators 3 und ein zweites Sperrorgan 9 zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Speiseröhrennachbildung 6 in die Kavität 4 des Lungensimulators 3.

Fig. 2 zeigt ein Fließdiagramm der Steuerung des Lungensimulators mit davon getrennt ansteuerbarer Hub- und Senkmechanik der Brustkorbnachbildung.

In dieser bevorzugten Ausführungsform umfasst der Lungensimulator 3 einen starrwandigen, vorzugsweise metallischen Zylinder 10, in dem ein Kolben 11 mit Hilfe eines Antriebs 12 (z.B. Schrittmotor) in axialer Richtung verstellbar angeordnet ist. Der Kolben 11 begrenzt ein Arbeitsvolumen bzw. eine Kavität 4 des Lungensimulators 3, in welche die Nachbildung einer Luftröhre 5 und einer Speiseröhre 6 münden. In beide Röhren kann ein Tubus 13 eingeführt werden (in Fig.2 im in die Luftröhre eingeführten Zustand gezeigt). Am Übergang der Luftröhre 5 und der Speiseröhre 6 in die Kavität 4 befinden sich ein erstes Sperrorgan 8 zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Luftröhrennachbildung 5 in die Kavität 4 des Lungensimulators 3 und ein zweites Sperrorgan 9 zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Speiseröhrennachbildung 6 in die Kavität 4 des Lungensimulators 3.

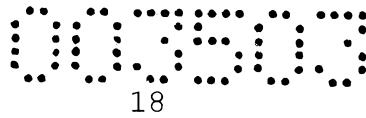
Sensoren (in Fig.2 nicht dargestellt) in der Nachbildung des Kehlkopfes (in Fig.2 nicht dargestellt) erkennen, ob



der Tubus 13, korrekt in die Luftröhrennachbildung 5 eingeführt wurde oder fälschlicherweise in die Speiseröhrennachbildung 6. Im Zusammenspiel mit der computerunterstützten Steuereinrichtung 14 und in weiterer Folge mit der Animationssteuerung 15 wird ein Motor 16 angesteuert. Der Motor 16 bewegt eine Verriegelung 17 derart, dass sich im Falle der Beatmung über die Luftröhrennachbildung 5, in welcher sich der Tubus 13 befindet, das Sperrorgan 8 öffnet und das Sperrorgan 9 schließt. Luft wird somit über die Luftröhrennachbildung 5 in die Kavität 4 des Lungensimulators 3 eingeblasen.

In Fig.2 ist weiters ein Drucksensor 18 mit Überdruckventil (in Fig.2 nicht dargestellt) zur Begrenzung des maximal zulässigen Drucks gezeigt, der der Messung des Drucks in der Kavität 4 dient, welcher an die Steuereinrichtung 14 übermittelt wird. Mit dem physiologischen Rechenmodell 20 können daraus Informationen betreffend die Compliance und die Resistance errechnet werden bzw. umgekehrt können aus einem vorgegebenen Compliancewert und einem vorgegebenen Resistancewert entsprechende Werte für den Druck, den Volumenstrom und das Volumen errechnet werden.

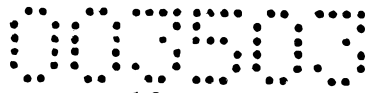
Das physiologische Rechenmodell 20 ist ausgebildet, um aus den Werten für Compliance, Resistance und Atempathologien (z.B. Schaukelatmung) das aktuelle Füllvolumen zu definieren und weiters gesondert die Positionsdaten für die momentane Position der Brustkorbnachbildung und der Bauchplatte zu generieren, die der Animationssteuerung 15 geführt werden. In der Animationssteuerung 15 werden daraus Steuersignale für die mit der Brustkorbnachbildung zusammenwirkende Hub- und Senkmechanik 21 und für die mit der Bauchplatte zusammenwirkende Hub- und Senkmechanik 22



generiert, sodass die Simulation der Atembewegungen synchron mit und entsprechend dem Simulationszustand des Lungensimulator 3 erfolgt.

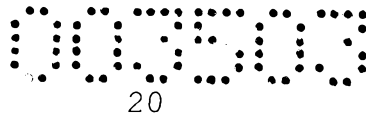
Im metallischen Zylinder 10 ist weiters eine Feder 23, z.B. eine Vorspannfeder angeordnet, die den Kolben 11 in einer Grundposition hält und eine Grundcompliance sicherstellt.

Fig.3 zeigt eine Schnittansicht des erfindungsgemäßen Patientensimulators 1 mit einer mit der Thoraxnachbildung 2 schwenkbar verbundene Kopfnachbildung 7 und eine Kehlkopfnachbildung 24, in welcher sich ein Sensor zu Ermittlung des Schwenkwinkels der Kopfnachbildung 7 relativ zur Thoraxnachbildung 2 befindet. In Fig.3 beträgt der Schwenkwinkel (strichlierte Linie 25) der Kopfnachbildung 7 relativ zur Thoraxnachbildung 2 etwa 20°.



#### Patentansprüche:

1. Patientensimulator, insbesondere Frühgeborenen-, Neugeborenen- oder Kindersimulator, umfassend eine Thoraxnachbildung, die eine Brustkorbnachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Brustkorbelement zur Simulation einer Brustkorbhebung und -senkung aufweist, eine Bauchdeckenmechanik, die eine Bauchdeckennachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Bauchdeckenelement zur Simulation einer Bauchdeckenhebung und -senkung aufweist, einen Lungensimulator, eine in eine Kavität mündende anatomische Luftröhrennachbildung, eine in eine Kavität mündende anatomische Speiseröhrennachbildung und eine Steuervorrichtung, dadurch gekennzeichnet, dass der Patientensimulator zumindest einen Sensor aufweist, dessen Sensordaten der Steuervorrichtung zugeführt sind, um zu erkennen, ob dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung oder in die Speiseröhrennachbildung gelangt.
2. Patientensimulator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Patientensimulator eine Kehlkopfnachbildung aufweist und der zumindest eine Sensor in der Kehlkopfnachbildung angeordnet ist.
3. Patientensimulator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Sensor in oder an der anatomischen Luftröhrennachbildung oder der anatomischen Speiseröhrennachbildung angeordnet ist.
4. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Patientensimulator eine Mehrzahl, vorzugsweise zumindest zwei Sensoren aufweist.



5. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass eine mit der Thoraxnachbildung schwenkbar verbundene Kopfnachbildung vorgesehen ist und der zumindest eine Sensor ausgebildet ist, um den Schwenkwinkel der Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung zu ermitteln.

6. Patientensimulator nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Sensor ein in der Kopfnachbildung angeordneter Beschleunigungs- und/oder Bewegungssensor, insbesondere eine inertielle Messeinheit, ist.

7. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Sensor ein im Bereich der Kehlkopfnachbildung oder im Bereich der Luftröhrennachbildung und/oder der Speiseröhrennachbildung angeordneter Näherungssensor ist.

8. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Kavität, in welche die Luftröhrennachbildung mündet, und ggf. die Kavität, in welche die Speiseröhrennachbildung mündet, im Lungensimulator angeordnet ist.

9. Patientensimulator nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Kavität, in welche die Luftröhrennachbildung mündet, und die Kavität, in welche die Speiseröhrennachbildung mündet, von derselben Kavität des Lungensimulators gebildet ist.

10. Patientensimulator nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein erstes Sperrorgan zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Luftröhrennachbildung in die Kavität des Lungensimulators und ein zweites Sperrorgan zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Speiseröhrennachbildung in die Kavität des Lungensimulators vorgesehen sind, wobei das erste und das zweite Sperrorgan ausgebildet sind, um von der Steuervorrichtung angesteuert zu werden.

11. Patientensimulator nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorgan zusammenwirkt, dass das erste Sperrorgan geschlossen wird und das zweite Sperrorgan geöffnet wird oder bleibt, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Speiseröhrennachbildung gelangt.

12. Patientensimulator nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorganen zusammenwirkt, dass das zweite Sperrorgan geschlossen wird und das erste Sperrorgan geöffnet wird oder bleibt, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung gelangt.

13. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass ein vom Lungensimulator unabhängig ansteuerbarer Hub- und Senkantrieb für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement vorgesehen ist.

14. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung mit dem Heb- und Senkantrieb für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement und mit einem Heb- und Senkantrieb für das heb- und senkbare Bauchdeckenelement zusammenwirkt.

15. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein Sensor zur Messung des Zustands des Lungensimulators, insbesondere wenigstens ein Drucksensor zur Messung des Drucks in der Kavität des Lungensimulators, vorgesehen ist, dessen Signale der Steuereinrichtung zur Ansteuerung des Hub- und Senkantriebs für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement zugeführt sind, um das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement in Abhängigkeit von den Signalen anzuheben und abzusenken, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung gelangt, wobei der Drucksensor bevorzugt angeordnet und ausgebildet ist, um den Beatmungsdruck zu ermitteln.

16. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung ausgebildet ist, um den Antrieb des heb- und senkbaren Bauchdeckenelements zu einem Anheben des Bauchdeckenelements anzusteuern, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Speiseröhrennachbildung gelangt.

17. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung ausgebildet ist, die Anhebung des Bauchdeckenelements in



Abhängigkeit vom Schwenkwinkel der Kopfnachbildung relativ zur Thoraxnachbildung zu steuern.

18. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass der Lungensimulator wenigstens ein Stellelement zur Einstellung der Compliance und/oder wenigstens ein Stellelement zur Einstellung der Resistance aufweist, wobei vorzugsweise die Steuervorrichtung derart mit dem Stellelement zur Einstellung der Compliance zusammenwirkt, dass eine Verringerung der Compliance der Lunge simuliert wird, wenn der Heb- und Senkantrieb für das heb- und senkbare Bauchdeckenelement zum Anheben des Bauchdeckenelements angesteuert wird.

Wien, am 28. Juni 2017

Anmelder  
durch:

Haffner und Keschmann  
Patentanwälte GmbH



Dipl.-Ing. Dr. Stephan Haas

003503

48 735

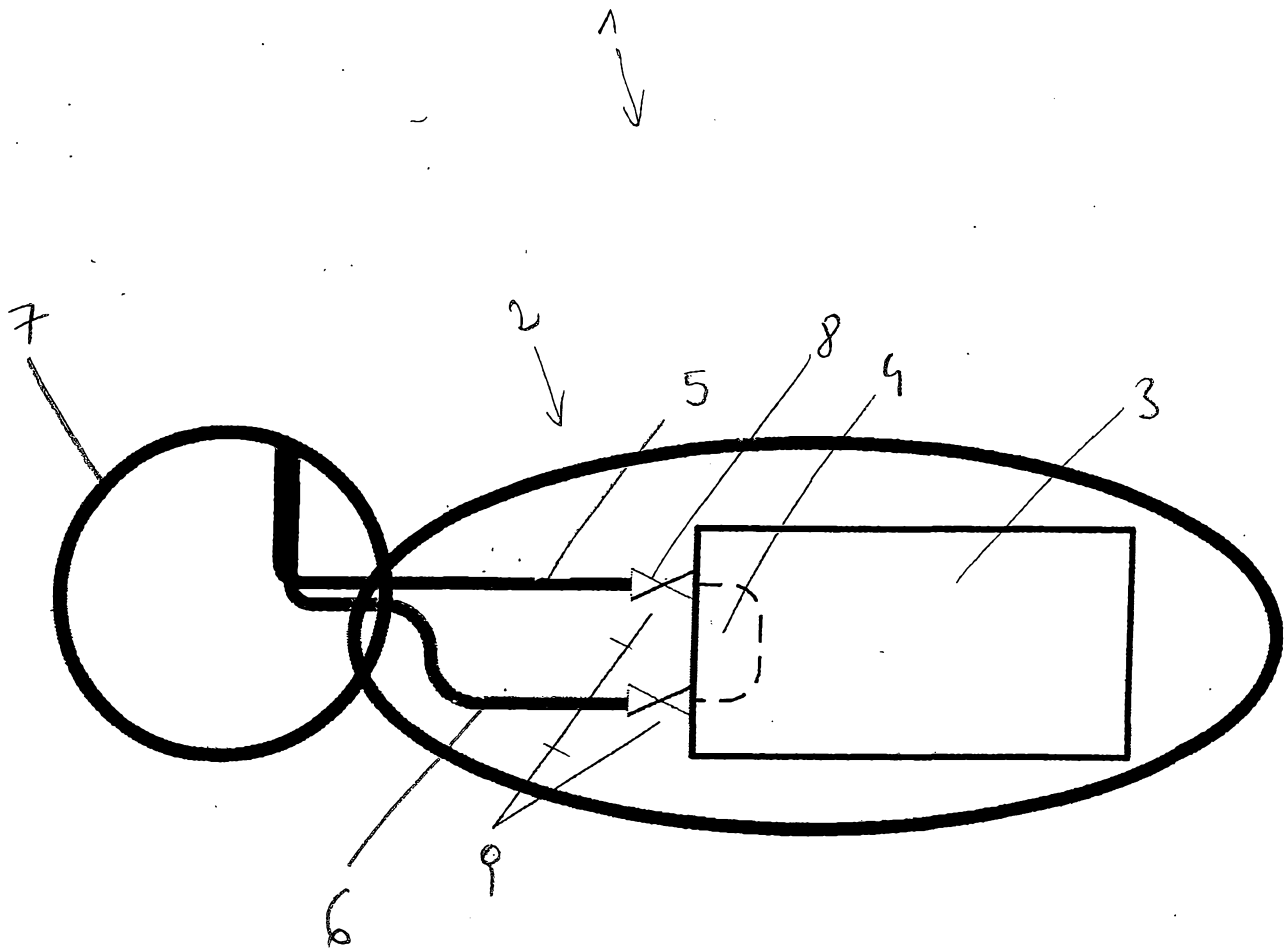
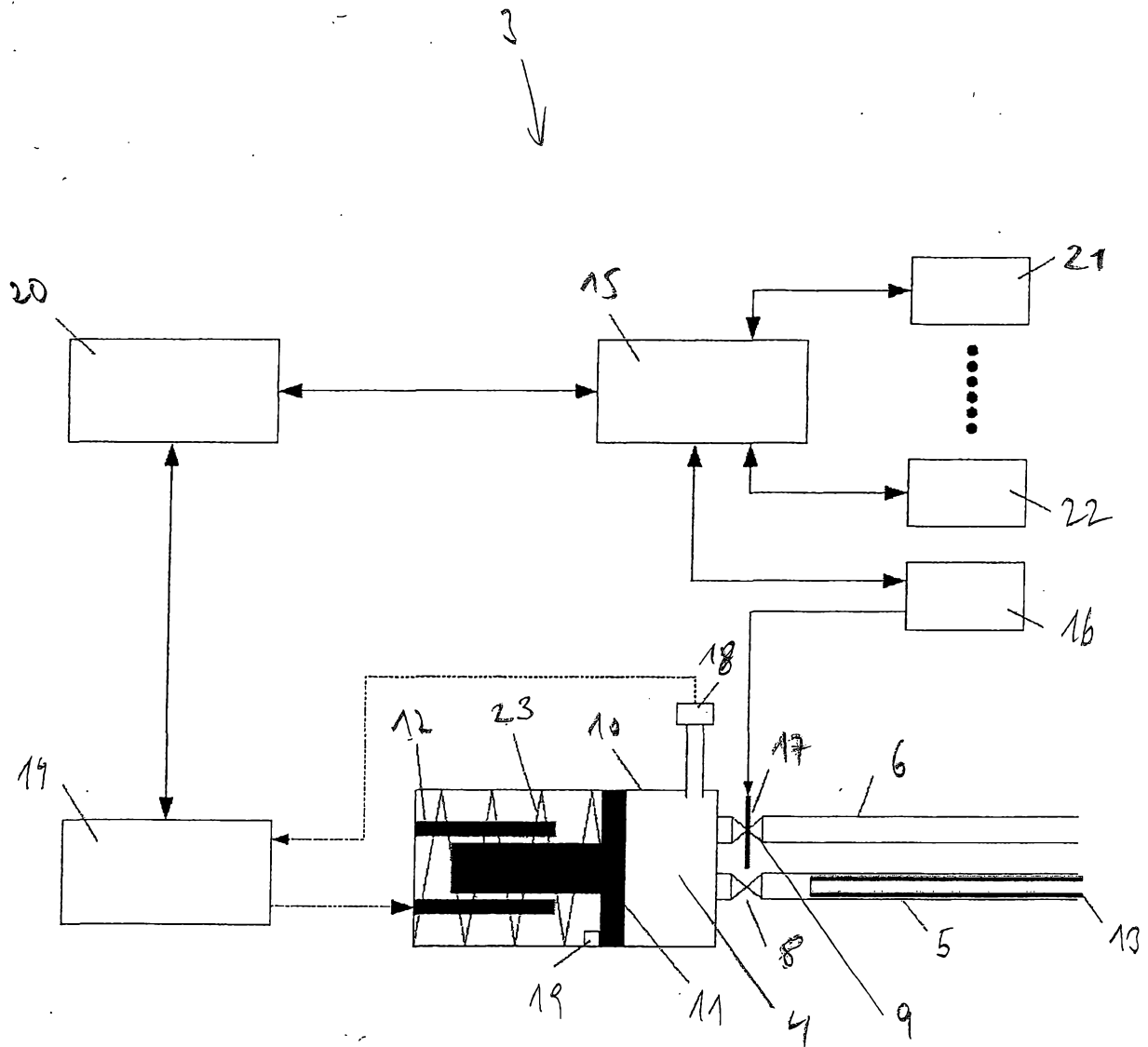
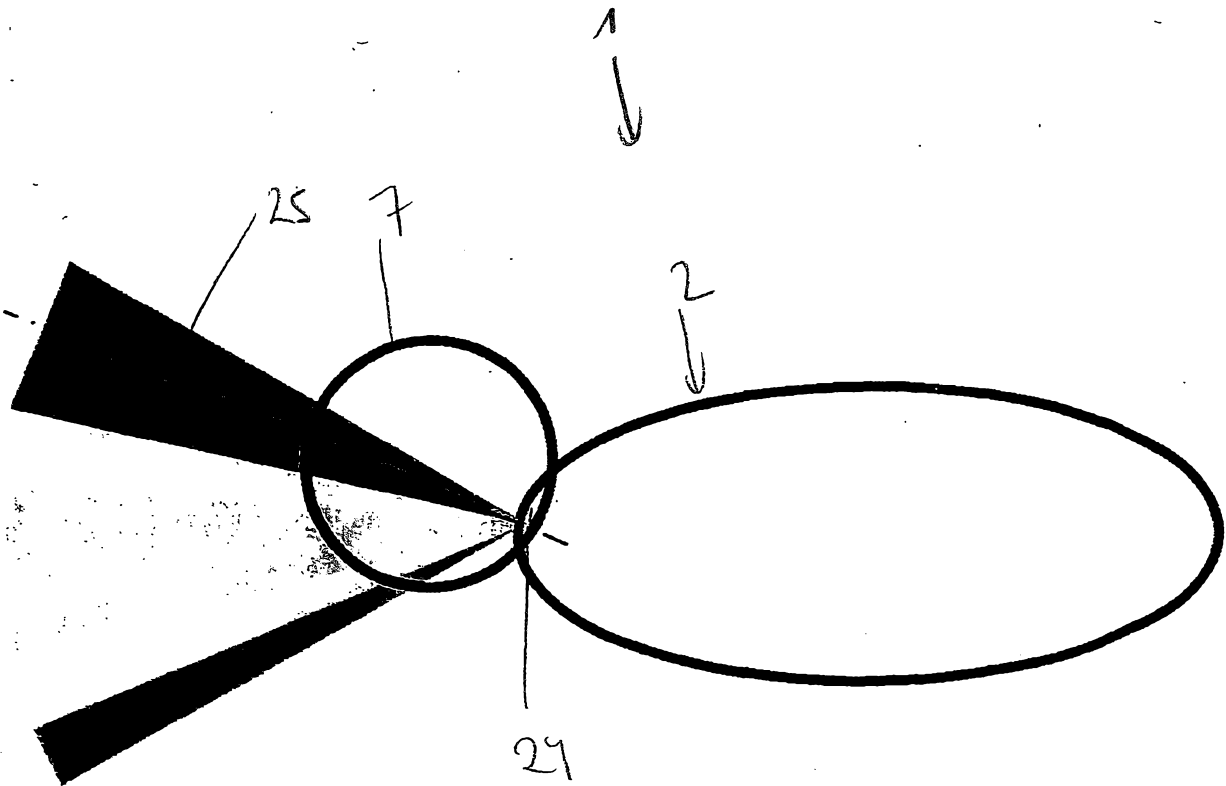


Fig. 1

Fig. 2

Fig. 3

Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß IPC:  
**G09B 23/28** (2006.01); **G09B 23/32** (2006.01); **G09B 9/00** (2006.01)

Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß CPC:  
**G09B 23/288** (2013.01); **G09B 23/32** (2013.01); **G09B 9/00** (2013.01)

Recherchierter Prüfstoff (Klassifikation):  
G09B

Konsultierte Online-Datenbank:  
WPIAP, EPODOC, PATENW, PATDEW

Dieser Recherchenbericht wurde zu den am **28.06.2017** eingereichten Ansprüchen erstellt.

| Kategorie <sup>*)</sup> | Bezeichnung der Veröffentlichung:<br>Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder),<br>Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich | Betreffend<br>Anspruch |
|-------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------|
| A                       | US 2016372009 A1 (EGGERT JOHN S. et al) 22. Dezember 2016<br>(22.12.2016)<br>Zusammenfassung sowie Figur 19 und Beschreibung der Figur<br>(Absatz [0133])              | 1-18                   |
| A                       | JP 2008064824 A (UNIV WASEDA et al) 21. März 2008<br>(21.03.2008)<br>Figuren 1 und 2 und Übersetzung der Beschreibung der Figuren                                      | 1-18                   |
| A                       | CN 203102722 U (SHANGHAI KANGREN MEDICAL SCIENCE INSTR<br>EQUIPMENTS CO LTD) 31. Juli 2013 (31.07.2013)<br>Figur 4 und Beschreibung der Figur                          | 1-18                   |

Datum der Beendigung der Recherche:  
19.02.2018

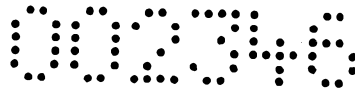
Seite 1 von 1

Prüfer(in):  
KOSKARTI Ferdinand

<sup>\*)</sup> **Kategorien** der angeführten Dokumente:

- X** Veröffentlichung **von besonderer Bedeutung**: der Anmeldungsgegenstand kann allein aufgrund dieser Druckschrift nicht als neu bzw. auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden.
- Y** Veröffentlichung **von Bedeutung**: der Anmeldungsgegenstand kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren weiteren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese **Verbindung für einen Fachmann naheliegend** ist.

- A** Veröffentlichung, die den allgemeinen **Stand der Technik** definiert.
- P** Dokument, das von **Bedeutung** ist (Kategorien **X** oder **Y**), jedoch **nach dem Prioritätstag** der Anmeldung veröffentlicht wurde.
- E** Dokument, das **von besonderer Bedeutung** ist (Kategorie **X**), aus dem ein „**älteres Recht**“ hervorgehen könnte (früheres Anmeldedatum, jedoch nachveröffentlicht, Schutz ist in Österreich möglich, würde Neuheit in Frage stellen).
- &** Veröffentlichung, die Mitglied der selben **Patentfamilie** ist.



48735

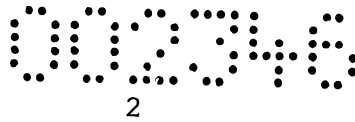
re: Österreichische Patentanmeldung A 271/2017, Kl. G 09 B  
SIMCharacters GmbH in Wien (Österreich)

Patentansprüche:

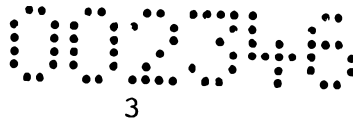
1. Patientensimulator, insbesondere Frühgeborenen-, Neugeborenen- oder Kindersimulator, umfassend eine Thoraxnachbildung (2), die eine Brustkorbnachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Brustkorbelement zur Simulation einer Brustkorbhebung und -senkung aufweist, eine Bauchdeckenmechanik, die eine Bauchdeckennachbildung mit wenigstens einem heb- und senkbaren Bauchdeckenelement zur Simulation einer Bauchdeckenhebung und -senkung aufweist, einen Lungensimulator (3), eine in eine Kavität (4) mündende anatomische Luftröhrennachbildung (5), eine in eine Kavität mündende anatomische Speiseröhrennachbildung (6) und eine Steuervorrichtung (14), dadurch gekennzeichnet, dass der Patientensimulator (1) zumindest einen Sensor aufweist, dessen Sensordaten der Steuervorrichtung (14) zugeführt sind, um zu erkennen, ob dem Patientensimulator (1) zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung (5) oder in die Speiseröhrennachbildung (6) gelangt.

2. Patientensimulator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Patientensimulator (1) eine Kehlkopfnachbildung (24) aufweist und der zumindest eine Sensor in der Kehlkopfnachbildung (24) angeordnet ist.

3. Patientensimulator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Sensor in oder an der anatomischen Luftröhrennachbildung (5) oder der anatomischen Speiseröhrennachbildung (6) angeordnet ist.



4. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Patientensimulator (1) eine Mehrzahl, vorzugsweise zumindest zwei Sensoren aufweist.
5. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass eine mit der Thoraxnachbildung (2) schwenkbar verbundene Kopfnachbildung (7) und ein weiterer Sensor vorgesehen ist, wobei der weitere Sensor ausgebildet ist, um den Schwenkwinkel (25) der Kopfnachbildung (7) relativ zur Thoraxnachbildung (2) zu ermitteln.
6. Patientensimulator nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der weitere Sensor ein in der Kopfnachbildung (7) angeordneter Beschleunigungs- und/oder Bewegungssensor, insbesondere eine inertielle Messeinheit, ist.
7. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Sensor ein im Bereich der Kehlkopfnachbildung (24) oder im Bereich der Luftröhrennachbildung (5) und/oder der Speiseröhrennachbildung (6) angeordneter Näherungssensor ist.
8. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Kavität (4), in welche die Luftröhrennachbildung (5) mündet, und ggf. die Kavität, in welche die Speiseröhrennachbildung (6) mündet, im Lungensimulator (3) angeordnet ist.
9. Patientensimulator nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Kavität (4), in welche die Luftröhrennachbildung (5) mündet, und die Kavität, in welche die Speiseröhrennachbildung



(6) mündet, von derselben Kavität (4) des Lungensimulators (3) gebildet ist.

10. Patientensimulator nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein erstes Sperrorgan (8) zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Luftröhrennachbildung (5) in die Kavität (4) des Lungensimulators (3) und ein zweites Sperrorgan (9) zum Absperren oder Freigeben des Gasflusses über die Speiseröhrennachbildung (6) in die Kavität des Lungensimulators (3) vorgesehen sind, wobei das erste und das zweite Sperrorgan (8,9) ausgebildet sind, um von der Steuervorrichtung (14) angesteuert zu werden.

11. Patientensimulator nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung (14) derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorgan (8,9) zusammenwirkt, dass das erste Sperrorgan (8) geschlossen wird und das zweite Sperrorgan (9) geöffnet wird oder bleibt, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator (1) zugeführtes Beatmungsgas in die Speiseröhrennachbildung (6) gelangt.

12. Patientensimulator nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung (14) derart mit dem ersten und dem zweiten Sperrorganen (8,9) zusammenwirkt, dass das zweite Sperrorgan (9) geschlossen wird und das erste Sperrorgan (8) geöffnet wird oder bleibt, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung (5) gelangt.

13. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass ein vom Lungensimulator (3) unabhängig ansteuerbarer Hub- und Senkantrieb (21) für das



wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement vorgesehen ist.

14. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung (14) mit dem Heb- und Senkantrieb (21) für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement und mit einem Heb- und Senkantrieb (22) für das heb- und senkbare Bauchdeckenelement zusammenwirkt.

15. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein Sensor zur Messung des Zustands des Lungensimulators (3), insbesondere wenigstens ein Drucksensor (18) zur Messung des Drucks in der Kavität (4) des Lungensimulators (3), vorgesehen ist, dessen Signale der Steuereinrichtung (14) zur Ansteuerung des Hub- und Senkantriebs (21) für das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement zugeführt sind, um das wenigstens eine heb- und senkbare Brustkorbelement in Abhängigkeit von den Signalen anzuheben und abzusenken, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator (1) zugeführtes Beatmungsgas in die Luftröhrennachbildung (5) gelangt, wobei der Drucksensor (18) bevorzugt angeordnet und ausgebildet ist, um den Beatmungsdruck zu ermitteln.

16. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung (14) ausgebildet ist, um den Antrieb (22) des heb- und senkbaren Bauchdeckenelements zu einem Anheben des Bauchdeckenelements anzusteuern, wenn detektiert wird, dass dem Patientensimulator (1) zugeführtes Beatmungsgas in die Speiseröhrennachbildung (6) gelangt.

17. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuervorrichtung (14) ausgebildet ist, die Anhebung des Bauchdeckenelements in Abhängigkeit vom Schwenkwinkel (25) der Kopfnachbildung (7) relativ zur Thoraxnachbildung (2) zu steuern.

18. Patientensimulator nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass der Lungensimulator (3) wenigstens ein Stellelement zur Einstellung der Compliance und/oder wenigstens ein Stellelement zur Einstellung der Resistance aufweist, wobei vorzugsweise die Steuervorrichtung (14) derart mit dem Stellelement zur Einstellung der Compliance zusammenwirkt, dass eine Verringerung der Compliance der Lunge simuliert wird, wenn der Heb- und Senkantrieb (22) für das heb- und senkbare Bauchdeckenelement zum Anheben des Bauchdeckenelements angesteuert wird.

Wien, am 30. April 2018

Anmelder  
durch:

Haffner und Keschmann  
Patentanwälte GmbH

