

**Patient simulator****DESCRIPTION**

5 The present invention, according to a first aspect thereof, relates to a patient simulator comprising an elongated flexible conduit for simulating a human or animal fluid conduit.

Patient simulators are used in training medical staff. Said simulators simulate (part of) a patient's body and can be used for training a variety of medical actions.

10 Within the framework of the present invention, the term "patient simulator" is understood to mean the whole of both the physical object representing a patient's body or a part of a patient's body and the apparatus present therein and operatively connected thereto, including embedded software for simulating body characteristics and functions and medical complications related thereto.

15 Patient simulators are also used for training purposes in the specific field of obstetrics, in this case said patient simulators are more specifically childbirth simulators, being a combination of a mother simulator and a baby simulator. These simulators can be used for training childbirth situations and complications that may occur during childbirth. The present invention in particular relates to childbirth  
20 simulators, without excluding the use of the present invention in other types of patient simulators.

A complication that occurs with some frequency during childbirth is the constriction of the umbilical cord caused by local compression of the umbilical cord. Compression of the umbilical cord can for example occur when the umbilical  
25 cord becomes positioned between the baby's body (frequently the baby's head) and the pelvic floor during childbirth or when the umbilical cord is twisted round the baby's neck. In the latter case there is even a risk of an airway and/or an artery or a vein in the baby's neck being pinched off as well. The above compression and pinching can be life-threatening both for the baby and for the mother.

30 US 3,822,486 discloses a patient simulator as described in the first paragraph. More specifically, said known patient simulator is a childbirth simulator, in which the baby simulator comprises a loudspeaker for simulating sound produced by the heart (heartbeat). The baby simulator further comprises a (simulated) umbilical cord. Via said umbilical cord, the baby simulator is connected to the

placenta. An electrical conductor extends through the umbilical cord and through the placenta, via which the loudspeaker in the baby simulator can be connected to the mother simulator.

5 A drawback of the above-described patient simulator is its limited  
functionality. Constrictions in blood vessels and/or airways by random and in many  
cases unexpected causes, for example compression, whether or not resulting from  
actions by medical staff themselves, are not simulated. The medical staff does not  
get any feedback regarding the aforesaid complications from the patient simulator,  
and consequently it is not possible, or at least only to a very limited degree, to train  
10 the action to be taken in response thereto. Since the aforesaid constriction is often  
life-threatening in practice, it is essential to train the actions to be taken in response  
thereto. Accordingly it is an object of the present invention to provide, whether or not  
in preferred embodiments thereof, a patient simulator having a greater functionality.  
The aforesaid object is accomplished with the patient simulator according to the  
15 invention, which is characterised by detection means for detecting local deformation  
of the cross-section of the conduit. A major advantage of the patient simulator  
according to the invention is that it makes it possible to detect a local constriction in  
a simulated fluid conduit, such as a blood vessel or an airway, due to random and in  
many cases unexpected causes, for example local compression, and in particular to  
20 train medical staff in recognising, preventing and remedying the aforesaid  
compression.

As an aside it is noted that US 5,890,908 discloses a patient  
simulator by means of which various (complications in) lung functions can be  
simulated. The simulator inter alia comprises a construction by means of which a  
25 constriction in an airway can be effected. In said known simulator, this is a situation  
which can be set in the simulator itself, the response to which situation can  
subsequently be trained or, in other words, the degree of constriction is a given.  
Constriction due to random and in many cases unexpected causes, for example due  
to compression, whether or not caused by action taken by medical staff themselves,  
30 is not simulated.

In order to be able to detect deformation of the fluid conduit along  
the entire length thereof, the detection means preferably comprise a transmitter unit  
for generating a physical signal in the conduit and a receiver unit for detecting the  
physical signal generated in the conduit by the transmitter unit.

Furthermore preferably, the detection means of the patient simulator according to the present invention comprise processing means for determining local deformation of the cross-section of the conduit by comparing the physical signal detected by the receiver unit with the physical signal generated by the transmitter unit. It has been found that this comparison, more specifically the ratio between the detected signal and the generated signal, can be a suitable measure of the local deformation of the cross-section of the fluid conduit.

In order to optimally utilise the functionality, the detection means are preferably arranged for emitting a signal which is related to the degree of local deformation of the cross-section of the conduit. The signal emitted by the detection means can for example be converted into a visible or audible signal by a higher-level control system and/or be processed by said higher-level control system into (mathematical) models of, for example, control functions and body functions of the patient simulator. On the basis of this it can be pointed out to the user of the patient simulator that he/she must perform a specific action.

Furthermore preferably, the conduit comprises a channel extending in the longitudinal direction of the conduit for passing the physical signal through the conduit. Since fluid conduits in the human body likewise comprise a channel, or, in other words, are hollow, the characteristics, among which stiffness, resistance against bending and torsion of the simulated fluid conduits in question are simulated with a higher degree of accuracy by providing a conduit provided with a channel.

It is advantageous if the transmitter unit is arranged for generating the physical signal near a first end of the conduit. In this way a physical signal can be generated in the entire conduit in a simple manner.

The receiver unit is preferably arranged for receiving the physical signal near a second end of the conduit. In this way a physical signal generated in the conduit by the transmitter unit can pass through the entire conduit before being received by the receiver unit.

The receiver unit furthermore preferably comprises a signal filter for filtering the signal received by the receiver unit. Objectionable effects, for example from ambient noise, can be reduced by means of said signal filter.

In an advantageous preferred embodiment, the physical signal comprises an acoustic signal and the transmitter unit comprises an actuator for generating the acoustic signal in the conduit. The major advantage of the use of an

acoustic signal is the simplicity with which said signal can be transported and be generated, for example by means of the aforesaid actuator.

The receiver unit preferably comprises an acoustic sensor for receiving the acoustic signal generated in the conduit by the actuator. The generated acoustic signal can be detected in a simple and inexpensive manner by means of an acoustic sensor and be converted into, for example, an electrical signal.

In another advantageous preferred embodiment, the physical signal comprises an electrical signal and the transmitter unit is arranged for generating the electrical signal in the conduit. An advantageous alternative to the use of the above-described acoustic signal is the use of an electrical signal. An electrical signal can likewise be generated in a simple manner in the conduit.

To enable an efficient detection of deformation of the cross-section of the conduit, the conduit preferably comprises electrical conductor elements which are operatively connected to the transmitter unit, wherein the degree of conductivity of the conductor elements is related to the degree of deformation of the cross-section of the conductor. Think in this connection of the use of conductive plastics.

Preferably, the detection means are to that end arranged for detecting a change in the conductivity of the conductor elements. In this way the deformation of the cross-section can thus be detected in a relatively simple manner by the detection means.

In an advantageous embodiment the conduit simulates an umbilical cord, or at least a blood vessel thereof. The aforesaid detection means are highly suitable for use in a simulated umbilical cord, making it possible to simulate complications such as constriction of the umbilical cord, for example caused by compression, during childbirth simulations.

In order to be able to simulate the actual situation more closely, a number of conduits, for example three conduits, simulate an identical number of blood vessels of the umbilical cord.

With a view to simulating the actual situation with a high degree of likeness, it is furthermore advantageous if the patient simulator further comprises a simulated torso part and a simulated placenta, in which case the transmitter unit and the receiver unit are located in the placenta and in the torso part, respectively, or vice versa.

The present invention, according to a second aspect thereof, relates to a method for simulating constriction of a human or animal fluid conduit in a patient simulator, comprising the steps of

- 5 a) providing an elongated, flexible conduit in the patient simulator for simulating the fluid conduit; and
- b) detecting the local deformation of the cross-section of the conduit, using detection means.

10 The advantages of the method as described in the foregoing and of preferred embodiments thereof are analogous to the advantages of the patient simulator according to the first aspect of the invention, likewise as described in the foregoing.

The present invention will now be explained in more detail by means of a description of a preferred embodiment of a device according to the invention, in which reference is made to the following figures:

15 Figure 1 is a schematic view of part of a patient simulator according to the present invention;

Figure 2 is a schematic view of a baby in a situation that may occur during childbirth;

20 Figure 3 is a schematic view of a baby in another situation that may occur during childbirth;

Figure 4a is a longitudinal sectional view of a locally constricted conduit used in a patient simulator according to the present invention;

Figures 4b and 4c are cross-sectional views along the lines IVb-IVb and IVc-IVc, respectively, in figure 4a.

25 In figure 1 a schematic view is shown of part of a patient simulator according to the present invention, more specifically the device 1 forming part of the patient simulator for detecting constrictions in a simulated fluid conduit of the human body, such as a blood vessel or an airway. The device 1 essentially consists of a transmitter unit 2, a conduit, in the form of a hollow hose 4 in this embodiment, a receiver unit 3 and a processing unit 6.

30

The transmitter unit 2 comprises a signal source 21 which generates a sinusoidal input signal of 1700 Hz. It should be noted in this regard that in fact any sufficiently high frequency can be used, including frequencies at ultrasonic level. In principle frequency higher than 1 Hz would already suffice. If a

frequency lower than 1 Hz is chosen, constrictions that last less than 1 second will not be detected. The input signal is converted into a sound wave, in this case likewise of 1700 Hz, by a loudspeaker 22. The loudspeaker 22 is built into a plastic housing 23, which is provided with a small aperture 24, to which the hose 4 is  
5 connected. The loudspeaker 22 thus generates sound waves that pass through the channel 41 in the hose 4.

The hose 4, which is made of a flexible plastic material, simulates the fluid conduit. The material of the wall 42 of the hose 4 has been selected so that the stiffness, the bending strength and the torsional strength and the external  
10 surface and structure correspond as much as possible to the simulated conduit in question. Since sound waves are used, the hose 4 need not contain a liquid. The presence of air in the channel 41 in the hose 4 in principle suffices for the correct functioning of the device. If desired, the hose 4 can thus be disconnected and connected in a simple manner when training.

15 Located at the other end of the hose 4 is the receiver unit 3, which comprises a microphone 31. The hose 4 is connected to the aperture 32 in the housing 33 of the microphone 31, and the microphone 31 thus registers the sound waves being generated by the loudspeaker 22 and passing through the hose 4. Like  
20 the housing 23, the housing 33 is provided with a sound-deadening material so as to minimise the occurrence of standing (sound) waves in the hose 4 as much as possible. It is noted in this regard that the presence of such sound-deadening material is desirable, but not necessary. The receiver unit 3 further comprises a bandpass filter 34, a rectifier 35 and a low-pass filter 36. The sound waves  
25 converted into an electrical signal by the microphone 31 are passed through the bandpass filter 34, which bandpass filter 34 amplifies frequencies of (and around) 1700 Hz but attenuates other frequencies. As a result, the influence of any external disturbances, such as ambient noise, is minimised. Noise on a particular frequency could of course also be effectively attenuated by means of a so-called notch filter set  
30 at the frequency in question. The electrical signal is then passed through a rectifier 35 and a low-pass filter 36, respectively, whereupon the envelope of the amplitude of the signal registered by the microphone 31 is obtained as the output signal. Since the input signal is a sinus having a fixed amplitude, the determination of the aforesaid envelope as the output signal will in principle suffice. The output signal is then led to a processing unit 6. In said unit, the output signal is compared to the

input signal.

If the flexible wall of the hose 4 is locally deformed as a result of being compressed, to such an extent that it leads to constriction of the hose 4, partial or complete attenuation of the acoustic signal received by the microphone 31 will occur as a consequence of the decrease of the cross-sectional area of the channel 41 of the hose 4, and thus also a corresponding attenuation of the output signal. The degree of attenuation of the output signal in relation to the input signal, or the change in the ratio between the output signal and the input signal, is thus a measure of the degree of constriction of the hose 4.

The information regarding the degree of constriction of the hose 4 is then sent to a higher-level control system (not shown). The higher-level control system comprises mathematical models of the mother simulator and/or the baby simulator for simulating body characteristics, such as the blood flow, the heartbeat and the skin colour. On the basis of a constriction in the fluid conduit, the higher-level control system can for example render a weakening simulated heartbeat by means of a loudspeaker operatively connected to the control system, or the baby simulator can for example be pale or have a weak heartbeat upon being "born". The constriction in the fluid conduit can be rendered audible or visible inter alia in this way. The person who carries out the simulated medical action must then act in response to this complication.

Figure 2 schematically shows a baby 50 in a situation that may occur during childbirth. The baby 50 is present in a womb 51. The head of the baby 50 is already partially present in the pelvic floor (pelvic cavity ??) 52. The umbilical cord 53, via which the baby 50 is connected to the placenta 55, has become positioned between the baby's head and the wall of the pelvic floor 52. During the further course of the childbirth this may result in compression of the umbilical cord. If the above-described device 1 is built into a childbirth simulator, with the transmitter unit 2 being built into the simulated placenta, for example, and the receiver unit 3 being built into the baby simulator, and the hose 4 functioning as a simulated umbilical cord, personnel can be trained in preventing and remedying such a situation. Possible compression and the resulting constriction of the umbilical cord can be detected by means of the device during the simulated childbirth.

Figure 3 shows (in one and the same illustration) two further medical complications that may occur. In the first case, the umbilical cord 62 is

compressed as a result of being twisted round the neck of the baby 60. In the second case, the baby's trachea 61 is compressed, for example as a result of the baby's umbilical cord 62 being twisted around the neck. Training for such situations can also be done by means of a childbirth simulator provided with a baby simulator,  
5 in an analogous manner as described above.

Figure 4a shows a longitudinal sectional view of part of the hose 4. The hose 4 is partially constricted at the location of the cross-sectional line IVb-IVb. The cross-sectional line IVb-IVb is shown in figure 4b. A cross-section IVc-IVc of a non-constricted part of the hose 4 is shown in figure 4c.

10 An advantage of the use of an acoustic signal for detecting constriction of the hose 4 is that attenuation of the acoustic signal is highly sensitive to changes in the cross-sectional area of the channel 41 of the hose 4, and only to a limited degree to the length of the constricted part of the channel 41 of the hose 4. If the hose 4 were to become constricted to a small degree over a significant part of its  
15 length, the volume of the channel 41 of the hose 4 will nevertheless decrease considerably. If, for example, as an alternative to the use of an acoustic signal, the air or liquid pressure in a completely sealed hollow space in the hose 4 were to be measured for the purpose of detecting a local constriction, the measured pressure will depend on the volume of the hollow space. Thus it is not possible to distinguish  
20 a very local but strong constriction from a long but limited constriction. A strong constriction is of course much more dangerous in practice than a very small but long constriction. The use of an acoustic signal for detecting a constriction in a fluid conduit is thus considerably more suitable for use in a patient simulator than the use of the aforesaid (air) pressure measurement.

25 It is further noted that it is possible without any problems to have a few data and/or power cables extend through the hose 4, for example for communication between a baby simulator and the mother simulator in the case of a childbirth simulator. The presence of a few cables does not have any significant adverse effect on the acoustic waves passing through the hose 4, although care  
30 should of course be taken in that case that a sufficient amount of cross-sectional area of the channel 41 will remain clear.

If the device 1 is incorporated in a patient simulator, which patient simulator is not limited to a baby simulator, also other forms of compression of fluid conduits can be simulated, of course. Think in this connection of simulating



constriction of an airway due to strangulation, something which is not limited to baby  
simulators, of course. In this connection simulation of a carotid artery and/or the  
trachea, for example, by means of the above-described device 1 may be considered.  
In several cases the material of the wall 42 of the hose 4 can be selected so that it  
5 simulates the (mechanical) characteristics of the fluid conduit in question sufficiently  
closely.

---

## CLAIMS

1. A patient simulator comprising an elongated flexible conduit (4) for simulating a human or animal fluid conduit, characterised in that the patient simulator comprises detection means (1) for detecting local deformation of the cross-section of the conduit.
2. A patient simulator according to claim 1, characterised in that the detection means comprise a transmitter unit (2) for generating a physical signal in the conduit and a receiver unit (3) for receiving the physical signal generated in the conduit by the transmitter unit.
3. A patient simulator according to claim 2, characterised in that the detection means comprise processing means (6) for determining local deformation of the cross-section of the conduit by comparing the physical signal detected by the receiver unit with the physical signal generated by the transmitter unit.
4. A patient simulator according to claim 1, 2 or 3, characterised in that the detection means are arranged for emitting a signal which is related to the degree of local deformation of the cross-section of the conduit.
- 
5. A patient simulator according to any one of claims 2-4, characterised in that the conduit comprises a channel (41) extending in the longitudinal direction of the conduit for passing the physical signal through the conduit.
6. A patient simulator according to any one of claims 2-5, characterised in that the transmitter unit is arranged for generating the physical signal near a first end of the conduit.
7. A patient simulator according to any one of claims 2-6, characterised in that the receiver unit is arranged for receiving the physical signal near a second end of the conduit.
8. A patient simulator according to any one of claims 2-7, characterised in that the receiver unit comprises a signal filter (34, 36) for filtering the signal received by the receiver unit.
9. A patient simulator according to any one of claims 2-8, characterised in that the physical signal comprises an acoustic signal and the transmitter unit comprises an actuator (22) for generating the acoustic signal in the conduit.

10. A patient simulator according to claim 9, characterised in that the receiver unit comprises an acoustic sensor for receiving the acoustic signal generated in the conduit by the actuator.

5 11. A patient simulator according to any one of claims 2-8, characterised in that the physical signal comprises an electrical signal and the transmitter unit is arranged for generating the electrical signal in the conduit.

10 12. A patient simulator according to claim 11, characterised in that the conduit comprises electrical conductor elements which are operatively connected to the transmitter unit, wherein the degree of conductivity of the conductor elements is related to the degree of deformation of the cross-section of the conductor.

13. A patient simulator according to claim 12, characterised in that the detection means are arranged for detecting a change in the conductivity of the conductor elements.

15 14. A patient simulator according to any one of the preceding claims, characterised in that said conduit simulates an umbilical cord or at least a blood vessel thereof.

15 ~~15. A patient simulator according to claim 14, wherein a number of conduits simulate an identical number of blood vessels of the umbilical cord.~~

20 16. A patient simulator according to claim 14 or 15, further comprising a simulated torso part (50) and a simulated placenta (54), wherein the transmitter unit and the receiver unit are located in the placenta and in the torso part, respectively, or vice versa.

25 17. A method for simulating constriction of a human or animal fluid conduit in a patient simulator, comprising the steps of

25 a) providing an elongated, flexible conduit (4) in the patient simulator for simulating the fluid conduit; and

b) detecting the local deformation of the cross-section of the conduit, using detection means (1).

30 18. A method according to claim 17, wherein the detection means comprise a transmitter unit (2) and a receiver unit (3), and wherein step b comprises

- the generation of a physical signal by means of the transmitter unit; and

- the detection by means of the receiver unit of the physical signal generated in the conduit by the transmitter unit.

ABSTRACT

The present invention relates to a patient simulator comprising an elongated flexible conduit for simulating a human or animal fluid conduit. The patient simulator to that end comprises detection means for detecting local deformation of the cross-section of the conduit. The present invention further relates to a method for simulating constriction of a human or animal fluid conduit in a patient simulator.

Korte aanduiding: Patiëntsimulator.

### BESCHRIJVING

5 De onderhavige uitvinding heeft in een eerste aspect betrekking op een patiëntsimulator omvattende een langgestrekte flexibele geleider voor het nabootsen van een menselijke of dierlijke fluïdumgeleider.

Bij de opleiding van medisch personeel worden patiëntsimulators gebruikt. Deze simulators bootsen (een gedeelte van) het lichaam van een patiënt na en hierop kan een verscheidenheid aan medische handelingen worden geoefend.

10 Met de term "patiëntsimulator" wordt in het kader van de onderhavige uitvinding bedoeld het geheel van zowel het fysieke object dat een lichaam of een gedeelte van het lichaam van een patiënt voorstelt, alsmede de zich erin bevindende en de ermee werkzaam verbonden zijnde apparatuur inclusief ingebedde programmatuur om lichaamseigenschappen en -functies en daarmee  
15 verband houdende medische complicaties na te bootsen.

Voor opleidingsdoeleinden op het specifieke gebied van de obstetrie worden eveneens patiëntsimulators gebruikt, in dit geval meer specifiek bevallingssimulators, zijnde een combinatie van een moeder-simulator en een baby-simulator. Hiermee kunnen bevallingen en daarbij mogelijk optredende complicaties  
20 worden geoefend. De onderhavige uitvinding heeft met name betrekking op bevallingssimulators, zonder hiermee toepassing van de onderhavige uitvinding in andere typen patiëntsimulators uit te sluiten.

Een met enige regelmaat voorkomende complicatie bij bevallingen is het vernauwen van de navelstreng als gevolg van plaatselijke afknelling van de  
25 navelstreng. Afknelling van de navelstreng kan bijvoorbeeld optreden wanneer de navelstreng tijdens de bevalling tussen het babylichaam (vaak het hoofd) en de bekkenbodem raakt of wanneer de navelstreng om de nek van de baby is gedraaid. In dit laatste geval zou tevens een luchtweg en/of (slag)ader in de hals van de baby kunnen worden afgekneld. Bovengenoemde afknellingen kunnen levensbedreigend  
30 zijn voor zowel baby als moeder.

US 3,822,486 openbaart een patiëntsimulator volgens de inleiding. Deze bekende patiëntsimulator betreft meer specifiek een bevallingssimulator, waarin de baby-simulator is voorzien van een luidspreker om geluid van het hart

(hartslag) na te bootsen. De baby-simulator is verder voorzien van een (nagebootste) navelstreng. Via de navelstreng is de baby-simulator met de placenta verbonden. Door de navelstreng en door de placenta loopt een elektrisch aansluitsnoer waarmee de luidspreker in de baby-simulator met de moeder-simulator kan worden verbonden.

Een bezwaar van de bovenomschreven bekende patiëntsimulator is de beperkte functionaliteit. Vernauwingen in bloedvaten en/of luchtwegen door willekeurige en in veel gevallen onverwachte oorzaken, bijvoorbeeld als gevolg van afknelling, al dan niet door handeling van medisch personeel zelf, worden niet gesimuleerd. Het medisch personeel krijgt geen terugkoppeling van genoemde complicaties door de patiëntsimulator en op de hierop te ondernemen handelingen kan aldus niet of althans in zeer beperkte mate worden geoefend. Aangezien bovengenoemde vernauwing in de praktijk vaak levensbedreigend is, is het oefenen van de hierop te ondernemen handelingen van groot belang. Een doel van de onderhavige uitvinding is derhalve om, al dan niet in voorkeursuitvoeringsvormen ervan, een patiëntsimulator te verschaffen met een hogere mate van functionaliteit. Het genoemde doel wordt bereikt met de patiëntsimulator volgens de uitvinding, welke wordt gekenmerkt door waarneemmiddelen voor het waarnemen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider. De patiëntsimulator volgens de uitvinding biedt het grote voordeel dat een plaatselijke vernauwing in een nagebootste fluïdumgeleider zoals een bloedvat of luchtweg door willekeurige en in veel gevallen onverwachte oorzaken, zoals bijvoorbeeld als gevolg van een plaatselijke afknelling, kan worden waargenomen, en met name medisch personeel kan worden geoefend op het herkennen, voorkomen en verhelpen van een genoemde afknelling.

Ter zijde wordt opgemerkt dat US 5,890,908 een patiëntsimulator openbaart waarmee verschillende (complicaties in) longfuncties kunnen worden nagebootst. De simulator bevat onder andere een constructie waarmee een vernauwing in een luchtweg kan worden aangebracht. Bij deze bekende simulator is dit een in de simulator zelf in te stellen situatie waarop vervolgens kan worden geoefend, ofwel, de mate van vernauwing is een gegeven. Vernauwing door willekeurige en in veel gevallen onverwachte oorzaken, bijvoorbeeld als gevolg van afknelling, al dan niet door handeling van medisch personeel zelf, wordt niet

gesimuleerd.

Voor het waarnemen van vervorming van de fluïdumgeleider over diens gehele lengte omvatten de waarneemmiddelen bij voorkeur een zendeenheid voor het in de geleider genereren van een fysisch signaal en een ontvangereenheid voor het waarnemen van het door de zendeenheid in de geleider gegenereerde fysisch signaal.

Bij verdere voorkeur omvatten de waarneemmiddelen van de patiëntsimulator volgens de onderhavige uitvinding verwerkingsmiddelen voor het bepalen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider door het vergelijken van het door de ontvangereenheid waargenomen fysisch signaal met het door de zendeenheid gegenereerde fysisch signaal. Deze vergelijking, meer specifiek de verhouding tussen het waargenomen en het gegenereerde signaal, blijkt een geschikte maat te kunnen zijn voor de lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de fluïdumgeleider.

Voor het optimaal benutten van de functionaliteit zijn de waarneemmiddelen bij voorkeur ingericht voor het uitzenden van een signaal dat is gerelateerd aan de mate van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider. Het door de waarneemmiddelen uitgezonden signaal kan bijvoorbeeld door een hoger-niveau regelsysteem worden omgezet in een zichtbaar of hoorbaar signaal en/of door het genoemde hoger-niveau regelsysteem worden verwerkt in (mathematische) modellen van bijvoorbeeld regelfuncties en lichamelijke functies van de patiëntsimulator. Op basis hiervan kan de gebruiker van de patiëntsimulator er op worden gewezen dat hij/zij een bepaalde handeling dient te verrichten.

Bij verdere voorkeur omvat de geleider een in langsrichting van de geleider verlopend kanaal voor het door de geleider geleiden van het fysisch signaal. Aangezien fluïdumgeleiders in het menselijk lichaam eveneens een kanaal omvatten, ofwel hol zijn, worden door het verschaffen van een geleider met een kanaal de eigenschappen waaronder stijfheid, weerstand tegen buiging en torsie van de betreffende nagebootste fluïdumgeleider in hogere mate benaderd.

Het is gunstig als de zendeenheid is ingericht voor het nabij een eerste uiteinde van de geleider genereren van het fysisch signaal. Hierdoor kan op eenvoudige wijze in de gehele geleider een fysisch signaal worden gegenereerd.

Bij voorkeur is de ontvangereenheid ingericht voor het nabij een

tweede uiteinde van de geleider ontvangen van het fysisch signaal. Hierdoor kan een door de zendeenheid in de geleider gegenereerd fysisch signaal door de gehele geleider verlopen alvorens het door de ontvangerenheid wordt ontvangen.

5 Bij verdere voorkeur omvat de ontvangerenheid een signaalfilter voor het filteren van het door de ontvangerenheid ontvangen signaal. Middels het genoemde signaalfilter kan storende invloed van bijvoorbeeld omgevingsruis worden beperkt.

10 In een gunstige voorkeursuitvoeringsvorm omvat het fysisch signaal een akoestisch signaal en omvat de zendeenheid een actuator voor het in de geleider genereren van het akoestisch signaal. Het grote voordeel van toepassing van een akoestisch signaal is de eenvoud waarmee dit signaal kan worden getransporteerd en, bijvoorbeeld door middel van de genoemde actuator, kan worden gegenereerd.

15 Bij voorkeur omvat de ontvangerenheid een akoestische opnemer voor het ontvangen van het door de actuator in de geleider gegenereerde akoestisch signaal. Middels een akoestische opnemer kan op eenvoudige en goedkope wijze het gegenereerde akoestisch signaal worden waargenomen en omgezet in bijvoorbeeld een elektrisch signaal.

20 In een verdere gunstige voorkeursuitvoeringsvorm omvat het fysisch signaal een elektrisch signaal en is de zendeenheid ingericht voor het in de geleider genereren van het elektrisch signaal. Een voordelig alternatief voor toepassing van het bovenomschreven akoestisch signaal is toepassing van een elektrisch signaal. Een elektrisch signaal kan eveneens op eenvoudige wijze in de geleider worden gegenereerd.

25 Voor het doelmatig waarnemen van vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider omvat de geleider bij voorkeur elektrische geleidingselementen die werkzaam met de zendeenheid zijn verbonden, waarbij de mate van geleidbaarheid van de geleidingselementen is gerelateerd aan de mate van vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider. Hierbij kan worden gedacht aan  
30 toepassing van geleidende kunststoffen.

Bij voorkeur zijn de waarneemmiddelen hiertoe ingericht voor het waarnemen van een geleidbaarheidsverandering van de geleidingselementen. Op deze wijze kan aldus de vervorming van de dwarsdoorsnede op relatief eenvoudige



wijze door de waarneemmiddelen worden waargenomen.

In een gunstige voorkeursuitvoeringsvorm bootst de geleider een navelstreng, of althans een bloedvat daarvan na. Bovengenoemde waarneemmiddelen zijn uitermate geschikt voor toepassing bij een nagebootste navelstreng, waardoor complicaties zoals vernauwing van de navelstreng als gevolg van bijvoorbeeld afknelling bij bevallingssimulaties kunnen worden gesimuleerd.

Teneinde de werkelijke situatie in hogere mate te benaderen bootsen een aantal geleiders, bij voorkeur drie, een zelfde aantal bloedvaten van de navelstreng na.

Voor een hoge mate van benadering van de werkelijke situatie is het verder voordelig indien de patiëntsimulator verder een nagebootst torsodeel en een nagebootste placenta omvat, waarbij de zendenheid en de ontvangereenheid respectievelijk in de placenta en in het torsodeel of vice versa zijn opgenomen.

De onderhavige uitvinding heeft in een tweede aspect betrekking op een werkwijze voor het in een patiëntsimulator nabootsen van vernauwing van een menselijke of dierlijke fluïdumgeleider, omvattende de stappen van het:

a) in de patiëntsimulator verschaffen van een langgestrekte flexibele geleider voor het nabootsen van de fluïdumgeleider; en

b) het middels waarneemmiddelen waarnemen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider.

De voordelen van de bovenomschreven werkwijze, alsmede van voorkeursuitvoeringsvormen daarvan, zijn analoog aan de voordelen van de eveneens bovenomschreven patiëntsimulator volgens het eerste aspect van de uitvinding.

De onderhavige uitvinding zal nader worden toegelicht aan de hand van de beschrijving van een voorkeursuitvoeringsvorm van een inrichting volgens de uitvinding aan de hand van de navolgende figuren:

Figuur 1 toont een schematische weergave van een gedeelte van een patiëntsimulator volgens de onderhavige uitvinding;

Figuur 2 toont een schematische weergave van een baby in een mogelijke situatie tijdens de bevalling;

Figuur 3 toont een schematische weergave van een baby in een andere situatie tijdens de bevalling.

Figuur 4a toont een langsdoorsnede van een plaatselijk vernauwde geleider toegepast in een patiëntsimulator volgens de onderhavige uitvinding.

Figuren 4b en 4c tonen respectievelijk dwarsdoorsneden IVb-IVb en IVc-IVc van de geleider volgens figuur 4a.

5 In figuur 1 is een schematische weergave van een gedeelte van een patiëntsimulator volgens de onderhavige uitvinding weergegeven, het betreft meer specifiek de van de patiëntsimulator deel uitmakende inrichting 1 voor het waarnemen van vernauwingen in een nagebootste fluïdumgeleider van het menselijk  
10 lichaam, zoals een bloedvat of luchtweg. De inrichting 1 bestaat in hoofdzaak uit een zendeenheid 2, een geleider, in dit uitvoeringsvoorbeeld in de vorm van een holle slang 4, een ontvangerseenheid 3 en een verwerkingseenheid 6.

De zendeenheid 2 omvat een signaalbron 21 die een sinusvormig ingangssignaal van 1700 Hz genereert. Hierbij wordt opgemerkt dat in feite iedere frequentie van voldoende hoogte kan worden toegepast, inclusief frequenties op  
15 ultrasoon niveau. Een frequentie van groter dan 1 Hz zou in principe reeds volstaan. Indien een lagere frequentie dan 1 Hz wordt gekozen, worden vernauwingen die korter dan 1 seconde duren, niet waargenomen. Het ingangssignaal wordt door een luidspreker 22 in een geluidsgolf van in dit geval eveneens 1700 Hz omgezet. Luidspreker 22 is in een plastic behuizing 23 gebouwd waarin een kleine opening 24  
20 is voorzien, waarop slang 4 is aangesloten. Aldus genereert luidspreker 22 geluidsgolven die door het kanaal 41 in slang 4 verlopen.

De uit flexibel kunststof vervaardigde slang 4 bootst hierbij de fluïdumgeleider na. Het materiaal van de wand 42 van slang 4 is zodanig gekozen dat de stijfheid, weerstand tegen buiging en torsie en buitenoppervlak en -structuur  
25 zo goed mogelijk overeenstemmen met de betreffende nagebootste geleider. Aangezien geluidsgolven worden toegepast, is het niet nodig dat slang 4 een vloeistof bevat. Aanwezigheid van lucht in het kanaal 41 in slang 4 is in beginsel voldoende om de inrichting goed te laten functioneren. Aldus kan de slang 4 indien gewenst bij een oefening eenvoudig worden losgekoppeld en aangekoppeld.

30 Aan het andere uiteinde van slang 4 is de ontvangerseenheid 3 opgenomen, omvattende een microfoon 31. Hierbij is slang 4 op opening 32 in behuizing 33 van microfoon 31 aangesloten en aldus registreert microfoon 31 de door luidspreker 22 gegenereerde en door slang 4 verlopende geluidsgolven.

Behuizing 33 heeft, evenals behuizing 23, geluiddempend materiaal om zodoende het optreden van staande (geluids)golven in slang 4 zoveel mogelijk te minimaliseren. Hierbij wordt opgemerkt dat aanwezigheid van dergelijk geluiddempend materiaal gewenst, maar niet noodzakelijk is. Ontvangereenheid 3 omvat verder een banddoorlaatfilter 34, een gelijkrichter 35 en een laagdoorlaatfilter 36. De door microfoon 31 in een elektrisch signaal omgezette geluidsgolven worden door banddoorlaatfilter 34 geleid, waarbij banddoorlaatfilter 34 frequenties van op (en rond) 1700 Hz versterkt, maar overige frequenties verzwakt. Hierdoor wordt de invloed van eventuele verstoringen van buitenaf, zoals omgevingsruis, geminimaliseerd. Aanwezige ruis op een bepaalde frequentie zou uiteraard ook effectief middels een op de betreffende frequentie ingesteld zgn. notch-filter kunnen worden verzwakt. Vervolgens wordt het elektrisch signaal achtereenvolgens door gelijkrichter 35 en laagdoorlaatfilter 36 geleid, waarna als uitgangssignaal de omhullende van de amplitude van het door microfoon 31 geregistreerde signaal wordt verkregen. Aangezien het ingangssignaal een sinus met vaste amplitude is, volstaat in principe het bepalen van de genoemde omhullende als uitgangssignaal. Het uitgangssignaal wordt vervolgens naar een verwerkingseenheid 6 geleid. Hier wordt het uitgangssignaal met het ingangssignaal vergeleken.

Indien de flexibele wand van slang 4 plaatselijk als gevolg van een afknelling wordt gedeformeerd zodanig dat een vernauwing van slang 4 optreedt, treedt als gevolg van afname van het dwarsdoorsnede-oppervlak van kanaal 41 van slang 4 gedeeltelijke of gehele afzwakking van het door microfoon 31 opgevangen akoestische signaal op, en treedt dus ook overeenkomstige afzwakking van het uitgangssignaal op. De mate van afzwakking van het uitgangssignaal ten opzichte van het ingangssignaal, ofwel de verandering van de verhouding tussen uitgangs- en ingangssignaal, is aldus een maat voor de mate van vernauwing van slang 4.

De informatie over de mate van vernauwing van slang 4 wordt vervolgens naar een (niet weergegeven) hoger-niveau regelsysteem gezonden. Het hogere-niveau regelsysteem omvat mathematische modellen van de moeder-simulator en/of baby-simulator om lichaamskenmerken, zoals bloedstroming, hartslag en huidskleur te simuleren. Als gevolg van een vernauwing in de fluïdumgeleider kan het hogere-niveau regelsysteem bijvoorbeeld middels een werkzaam met het regelsysteem verbonden zijnde luidspreker een afzwakkende gesimuleerde hartslag

weergeven, of kan bijvoorbeeld de baby-simulator nadien bleek of met zwakke hartslag worden “geboren”. Onder andere op deze wijze kan de vernauwing in de fluïdumgeleider hoorbaar dan wel zichtbaar worden gemaakt. De persoon die de nagebootste medische handeling uitvoert, dient vervolgens op deze complicatie te handelen.

In figuur 2 is schematisch een baby 50 getoond in een situatie waarin deze zich tijdens een bevalling kan bevinden. Baby 50 bevindt zich in een baarmoeder 51. Het hoofd van baby 50 bevindt zich al gedeeltelijk in de bekkenbodem 52. De navelstreng 53, waarmee baby 50 aan de placenta 55 is verbonden, is hierbij tussen het hoofd en de wand van de bekkenbodem 52 geraakt. Dit kan tijdens het verdere verloop van de bevalling in een afknelling van de navelstreng resulteren. Indien nu de bovenomschreven inrichting 1 in een bevallingssimulator wordt gebouwd, waarbij bijvoorbeeld de zendeenheid 2 in de nagebootste placenta wordt gebouwd en de ontvangereenheid 3 in de baby-simulator wordt gebouwd, en waarbij de slang 4 als nagebootste navelstreng fungeert, kan op het voorkomen en verhelpen van een dergelijke situatie worden geoefend. Middels de inrichting kan een eventueel optredende afknelling en de als gevolg daarvan optredende vernauwing van de navelstreng tijdens de nagebootste bevalling worden waargenomen.

In figuur 3 zijn (in dezelfde afbeelding) twee andere mogelijke medische complicaties weergegeven. In het eerste geval is navelstreng 62 afgekneld doordat deze om de nek van baby 60 is gedraaid. In het tweede geval is luchtpijp 61 van baby 60 afgekneld doordat bijvoorbeeld diens navelstreng 62 om de nek is gedraaid. Ook op deze situaties kan met een bevallingssimulator voorzien van een baby-simulator met de bovenomschreven inrichting op analoge wijze als hierboven omschreven worden geoefend.

In figuur 4a is een langsdoorsnede van een gedeelte van slang 4 weergegeven. Ter plaatse van dwarsdoorsnedelij  $IVb-IVb$  is slang 4 gedeeltelijk vernauwd. De dwarsdoorsnede  $IVb-IVb$  is in figuur 4b weergegeven. Een dwarsdoorsnede  $IVc-IVc$  van een niet-vernauwd gedeelte van slang 4 is in figuur 4c weergegeven.

Een voordeel van toepassing van een akoestisch signaal om vernauwing van slang 4 waar te nemen is dat afzwakking van het akoestisch signaal

in hoge mate gevoelig is voor een verandering van het dwarsdoorsnede-oppervlak van kanaal 41 van slang 4, en slechts in beperkte mate voor de lengte van het vernauwde gedeelte van kanaal 41 van slang 4. Indien slang 4 over een aanzienlijke lengte in geringe mate zou vernauwen, neemt het volume van kanaal 41 van slang 4  
5 toch aanzienlijk af. Indien bijvoorbeeld als alternatief voor toepassing van een akoestisch signaal de lucht- of vloeistofdruk in een volledig afgesloten holle ruimte in slang 4 zou worden gemeten met als doel het waarnemen van een plaatselijke vernauwing, is de gemeten druk afhankelijk van het volume van de holle ruimte. Aldus kan een zeer plaatselijke maar sterke vernauwing niet worden onderscheiden  
10 van een lange maar beperkte vernauwing. Een sterke vernauwing is in de praktijk uiteraard veel gevaarlijker dan een zeer geringe maar lange vernauwing. Aldus is toepassing van een akoestisch signaal voor het waarnemen van een vernauwing in een fluïdumgeleider in belangrijke mate meer geschikt voor toepassing in een patiëntsimulator dan toepassing van de genoemde (lucht)drukmeting.

15 Verder wordt nog opgemerkt dat door slang 4 zonder problemen enkele eventuele data- en/of stroomkabels kunnen verlopen voor bijvoorbeeld communicatie van baby-simulator met moeder-simulator in het geval van een bevallingssimulator. Aanwezigheid van enkele kabels heeft geen significant nadelige invloed op het door slang 4 verlopen van geluidsgolven, uiteraard dient er in dit geval  
20 wel zorg voor te worden gedragen dat er voldoende dwarsdoorsnede-oppervlak van het kanaal 41 vrij blijft.

25 Wanneer de inrichting 1 in een patiëntsimulator, niet beperkt zijnde tot een baby-simulator, is gebouwd, kunnen uiteraard ook andere vormen van afknelling van fluïdumgeleiders worden nagebootst. Hierbij kan bijvoorbeeld worden gedacht aan het nabootsen van vernauwing van een luchtweg als gevolg van wurging, iets dat uiteraard niet tot baby-simulators is beperkt. In dit verband kan worden gedacht aan het middels de bovenomschreven inrichting 1 nabootsen van  
30 bijvoorbeeld een halsslagader en/of luchtpijp. Het materiaal van wand 42 van slang 4 kan in verschillende gevallen zodanig worden gekozen dat deze de (mechanische) kenmerken van de betreffende fluïdumgeleider in voldoende mate benadert.

## CONCLUSIES

1. Patiëntsimulator omvattende een langgestrekte flexibele geleider (4) voor het nabootsen van een menselijke of dierlijke fluïdumgeleider, met het kenmerk, dat de patiëntsimulator waarneemmiddelen (1) omvat voor het waarnemen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider.  
5
2. Patiëntsimulator volgens conclusie 1, met het kenmerk, dat de waarneemmiddelen een zendeenheid (2) voor het in de geleider genereren van een fysisch signaal en een ontvangereenheid (3) voor het ontvangen van het door de zendeenheid in de geleider gegenereerde fysisch signaal omvatten.  
10
3. Patiëntsimulator volgens conclusie 2, met het kenmerk, dat de waarneemmiddelen verwerkingsmiddelen (6) omvatten voor het bepalen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider door het vergelijken van het door de ontvangereenheid waargenomen fysisch signaal met het door de zendeenheid gegenereerde fysisch signaal.  
15
4. Patiëntsimulator volgens conclusie 1,2 of 3, met het kenmerk, dat de waarneemmiddelen zijn ingericht voor het uitzenden van een signaal dat is gerelateerd aan de mate van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider.  
20
5. Patiëntsimulator volgens één van de conclusies 2 tot en met 4, met het kenmerk, dat de geleider een in langsrichting van de geleider verlopend kanaal (41) omvat voor het door de geleider geleiden van het fysisch signaal.
6. Patiëntsimulator volgens één van de conclusies 2 tot en met 5, met het kenmerk, dat de zendeenheid is ingericht voor het nabij een eerste uiteinde van de geleider genereren van het fysisch signaal.  
25
7. Patiëntsimulator volgens één van de conclusies 2 tot en met 6, met het kenmerk, dat de ontvangereenheid is ingericht voor het nabij een tweede uiteinde van de geleider ontvangen van het fysisch signaal.
8. Patiëntsimulator volgens één van de conclusies 2 tot en met 7, met het kenmerk, dat de ontvangereenheid een signaalfilter (34, 36) omvat voor het filteren van het door de ontvangereenheid ontvangen signaal.  
30
9. Patiëntsimulator volgens één van de conclusies 2 tot en met 8, met het kenmerk, dat het fysisch signaal een akoestisch signaal omvat en waarbij de

zendeenheid een actuator (22) omvat voor het in de geleider genereren van het akoestisch signaal.

10. Patiëntsimulator volgens conclusie 9, met het kenmerk, dat de ontvangereenheid een akoestische opnemer (31) omvat voor het ontvangen van het door de actuator in de geleider gegenereerde akoestisch signaal.

11. Patiëntsimulator volgens één van de conclusies 2 tot en met 8, met het kenmerk, dat het fysisch signaal een elektrisch signaal omvat en waarbij de zendeenheid is ingericht voor het in de geleider genereren van het elektrisch signaal.

12. Patiëntsimulator volgens conclusie 11, met het kenmerk, dat de geleider elektrische geleidingselementen omvat die werkzaam met de zendeenheid zijn verbonden, waarbij de mate van geleidbaarheid van de geleidingselementen is gerelateerd aan de mate van vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider.

13. Patiëntsimulator volgens conclusie 12, met het kenmerk, dat de waarneemmiddelen zijn ingericht voor het waarnemen van een geleidbaarheidsverandering van de geleidingselementen.

14. Patiëntsimulator volgens één van de voorgaande conclusies, met het kenmerk, dat de geleider een navelstreng, of althans een bloedvat daarvan, nabootst.

15. Patiëntsimulator volgens conclusie 14, waarbij een aantal geleiders een zelfde aantal bloedvaten van de navelstreng nabootst.

16. Patiëntsimulator volgens conclusie 14 of 15, verder omvattende een nagebootst torsodeel (50) en een nagebootste placenta (54), waarbij de zendeenheid en de ontvangereenheid respectievelijk in de placenta en in het torsodeel of vice versa zijn opgenomen.

17. Werkwijze voor het in een patiëntsimulator nabootsen van vernauwing van een menselijke of dierlijke fluïdumgeleider, omvattende de stappen van het:

a) in de patiëntsimulator verschaffen van een langgestrekte flexibele geleider (4) voor het nabootsen van de fluïdumgeleider; en

b) het middels waarneemmiddelen (1) waarnemen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider.

18. Werkwijze volgens conclusie 17, waarbij de waarneemmiddelen een zendeenheid (2) en een ontvangereenheid (3) omvatten, en waarbij stap b omvat:

- het middels de zendeenheid in de geleider genereren van een fysisch signaal; en

- het middels de ontvangereenheid waarnemen van het door de zendeenheid in de geleider gegenereerde fysisch signaal.



## UITTREKSEL

De onderhavige uitvinding heeft betrekking op een patiëntsimulator omvattende een langgestrekte flexibele geleider voor het nabootsen van een menselijke of dierlijke fluïdumgeleider. De patiëntsimulator omvat hiertoe waarneemmiddelen voor het waarnemen van lokale vervorming van de dwarsdoorsnede van de geleider. De onderhavige uitvinding heeft verder betrekking op een werkwijze voor het in een patiëntsimulator nabootsen van vernauwing van een menselijke of dierlijke fluïdumgeleider.

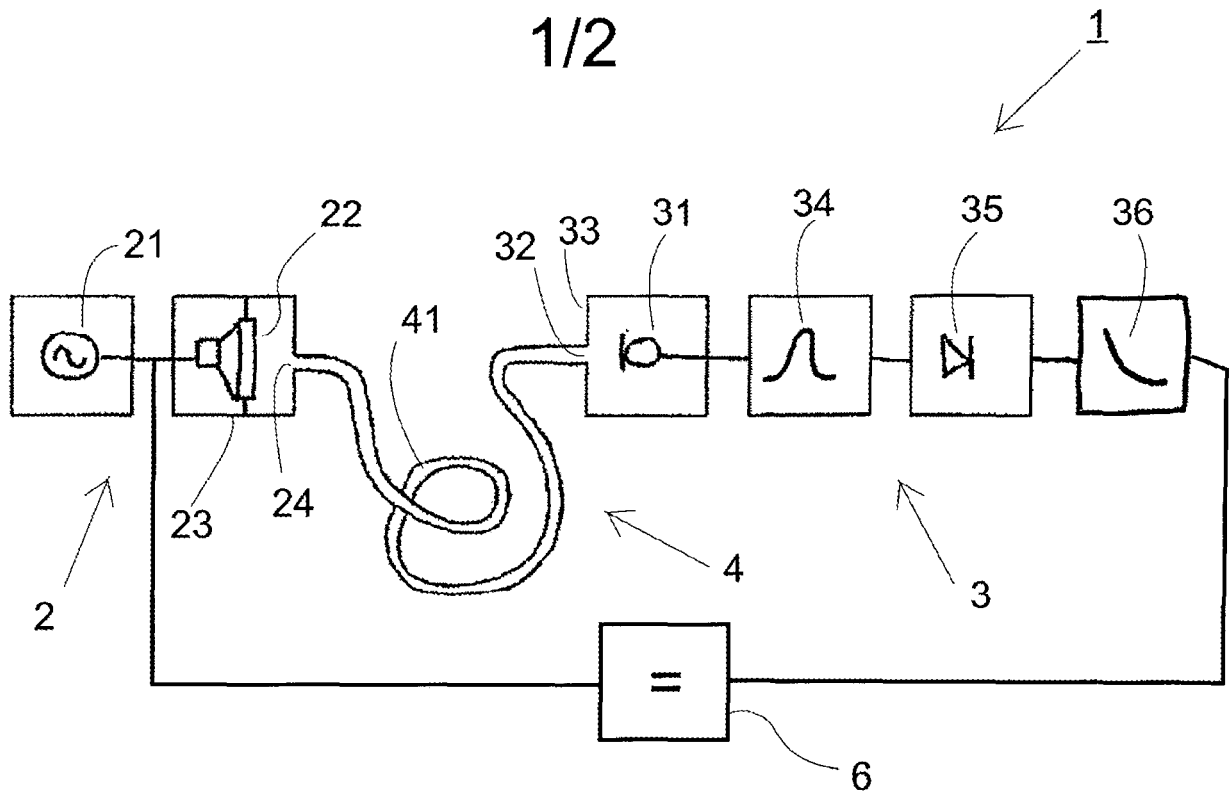


Fig. 1

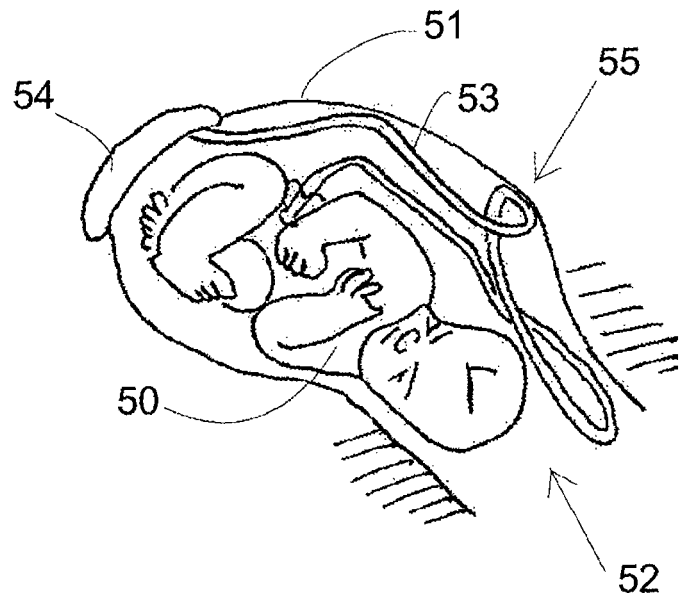


Fig. 2

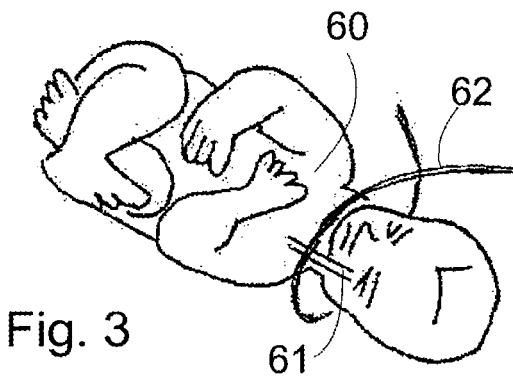


Fig. 3

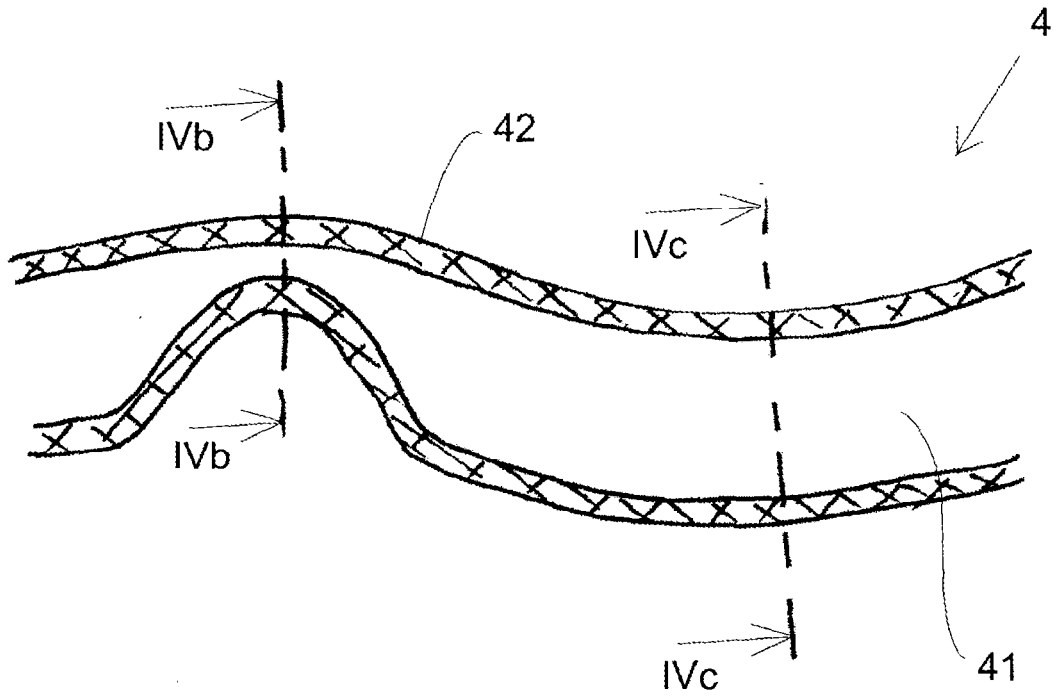


Fig. 4a

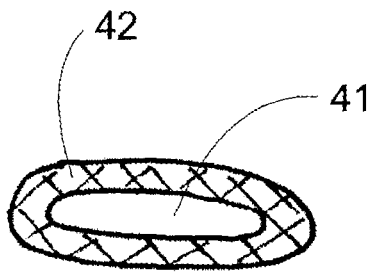


Fig. 4b

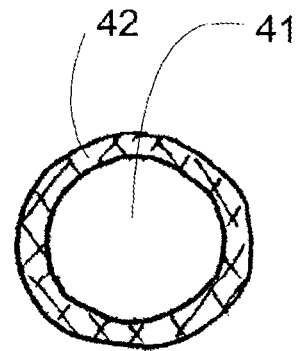


Fig. 4c