DEUTSCHE DEMOKRATISCHE REPUBLIK

PATENTSCHRIFT

(12) Ausschließungspatent

(19) DD (11) 231 289 A5

Erteilt gemäß § 17 Absatz 1 Patentgesetz

4(51) A 61 M 1/03

AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

(21)	AP A 61 M / 272 675 2	(22)	21.01.85	(44)	24.12.85
(31)	48793/1984 59329/1984	(32)	14.03.84 24.04.84	(33)	JP

(71) siehe (73)
(72) Hamada, Eiichi; Nakashima, Atushi; Kamo, Jun, JP
(73) Mitsubishi Rayon Co. ltd., Tokyo 104, JP

(54) Blutoxygenerator unter Verwendung einer Hohlfasermembran

(57) Die Erfindung betrifft einen Blutoxygenerator aus einem Gehäuse (8) in Form eines Kastens und Bündeln von Hohlfasern (15) von semipermeablen Membranen, die sich darin befinden, um dadurch einen Gasaustausch zu bewirken. Bei diesem Blutoxygenerator ist jedes Ende der Bündel der Hohlfasern der semipermeablen Membran mittels eines Vergießmaterials (14) gesichert und zwar derart, daß die offenen Enden separat mit dem Gaseinlaß (10) und dem Gasauslaß (13) in Verbindung stehen. Der Raum um die Bündel aus den Hohlfasern der semipermeablen Membranen steht in Verbindung mit einem Bluteinlaß (1) und einem Blutauslaß (4); die Blut-Gas-Kontaktkammer (2) innerhalb des Gehäuses ist in eine Mehrzahl von Abteilungen (6) unterteilt, wobei dazwischen Blutflußkanäle (9) sind, die durch Drosseln (5) verengt sind. Die Bündel der Hohlfasern der semipermeablen Membran sind so in der Kontaktkammer angebracht, daß sie im wesentlichen parallel zu den Drosseln sind. Dieser Blutoxygenerator weist hohe Sauerstoff- und Kohlendioxidaustauschraten pro Einheitsfläche der Membran auf, verursacht so eine geringe Kanalbildung bei Blut und Gas, zeigt nur einen geringen Druckverlust im Blutfluß und ist leicht herstellbar.

ISSN 0433-6461

23 Seiten

Blutoxygenator unter Verwendung einer Hohlfasermembran

ANWENDUNGSGEBIET DER ERFINDUNG:

Die Erfindung betrifft einen Blutoxygenator, d.h. eine Oxidationsvorrichtung für Blut, bei welcher eine Hohlfasermembran verwendet wird.

CHARAKTERISTIK DER BEKANNTEN TECHNISCHEN LÖSUNG:

Zahlreiche Blutoxygenatoren unter Verwendung von Hohlfasermembranen sind bereits bekannt, z.B. aus den US-Patentschriften 2 972 349, 3 794 468, 4 239 729 und 4 374 802.

Bei diesen Blutoxygenatoren werden homogene Hohlfasermembranen, die aus einem gasdurchlässigen Material,

21 JAN 1986

wie Silicon, aufgebaut sind oder mikroporöse Hohlfasermembranen, die aus einem hydrophoben Polymermaterial, wie einem Polyolefin, aufgebaut sind, verwendet, um das Blut mittels der Hohlfasermembran mit dem Gas in Berührung zu bringen und dadurch einen Gasaustausch herbeizuführen. Es gibt zwei Typen von Blutoxygenatoren: den Innenperfusionstyp, bei welchem das Blut durch die Löcher in den Hohlfasern fliesst, während Gas an der Aussenseite der Hohlfasern strömt, und den Aussenperfusionstyp, bei dem umgekehrt das Gas durch die Löcher der Hohlfasern fliesst, während das Blut an der Aussenseite der Hohlfasern vorbeigeleitet wird.

Bei den meisten der bekannten Blutoxygenatoren wird ein zylindrisches Gehäuse einfach mit einer grossen Anzahl von semipermeablen Hohlfasermembranen für die Verwendung als Gasaustauscher derart gefüllt, dass die Hohlfasern parallel zur Achse des zylindrischen Gehäuses ausgerichtet sind. Blutoxygenatoren mit einem solchen Aufbau haben jedoch eine niedrige Gasaustauschrate pro Flächeneinheit der Hohlfasermembran und zwar unabhängig davon, ob es sich um den Innenperfusionstyp oder den Aussenperfusionstyp handelt. Eine verbesserte Form eines Blutoxygenators vom Aussenperfusionstyp wird in der US-PS 3 794 468 beschrieben. Der dort beschriebene Blutoxygenator hat hohle rohrförmige Leitungen aus einer semipermeablen Membran, die um einen hohlen zylindrischen Kern mit einer grossen Anzahl von Poren in der Wandung gewickelt sind, und das Ganze befindet sich in einem Gehäuse und dann lässt man

das Blut aus der Höhlung des Kerns durch dessen Poren ausfliessen, während das Gas durch die Löcher der hohlen rohrförmigen Leitungen strömt.

Bei Blutoxygenatoren vom Innenperfusionstyp, bei denen der Gasaustausch erfolgt, indem man das Blut durch die Löcher der Hohlfasern strömen lässt, während das Gas aussen an den Hohlfasern vorbeiströmt, findet häufig eine Kanalbildung des Blutes statt. Da jedoch das Blut, welches durch die Löcher der Hohlfasern fliesst, sich in einem laminaren Strom bewegt, muss man den Innendurchmesser der Hohlfasern vermindern, um die Oxygenierungsrate (d.h. den Sauerstoffübergang pro Flächeneinheit der Membran) zu erhöhen. Für diesen Zweck hat man semipermeable Hohlfasermembranen mit einem Innendurchmesser in der Grössenordnung von 150 bis 300 µm für die Verwendung in Blutoxygenatoren entwickelt.

Solange sich das Blut jedoch in einem laminaren Strom bewegt, kann man die Oxidationsrate durch Verminderung des Innendurchmessers nicht erheblich erhöhen. Darüber hinaus kann bei einer Verringerung des Innendurchmessers eine Gerinnung (d.h. eine Blockierung der Löcher durch die Koagulation des Blutes) häufig eintreten und/oder es findet im Blut aufgrund des erhöhten Druckverlustes durch den Oxygenator eine Hämolyse statt, so dass sich in der Praxis erhebliche Probleme ergeben. Da ein Blutoxygenator im allgemeinen Zehntausende von Hohlfasern in der semipermeablen Membran in Form eines Bündels oder von Bündeln verwendet, muss

man besondere Beachtung darauf richten, dass sich das Gas gleichmässig auf den Aussenoberflächen jeder dieser zahlreichen Hohlfasern verteilt. Bei einer nicht gleichmässigen Verteilung des Gases wird die Kohlendioxiddesorptionsrate (d.h. die Kohlendioxidübergangsrate pro Flächeneinheit der Membran) verringert. Andererseits kann bei einem Blutoxygenator vom Aussenperfusionstyp, bei dem das Gas durch die Löcher der Hohlfasern strömt, während das Blut aussen an den Hohlfasern vorbeigeleitet wird, das Gas gleichmässig verteilt werden und man kann erwarten, dass das Blut nicht laminar fliesst. Diese Oxygenatoren haben jedoch den Nachteil, dass sie eine unbefriedigende Oxidierung bewirken und zwar wegen der Kanalbildung des Blutes und/oder der Blutkoagulation an den Stellen einer Stagnation. Zwar stellt ein Blutoxygenator gemäss der vorerwähnten US-PS 3 794 468 bereits eine gewisse Verbesserung dar, jedoch sind immer noch Nachteile vorhanden, weil das mitgerissene Blutvolumen ausserordentlich gross ist und ein erheblicher Druckverlust im Oxygenator eintritt und weil ein sehr kompliziertes Verfahren zu dessen Herstellung erforderlich ist. Es besteht deshalb weiterhin ein Bedürfnis nach einem verbesserten Blutoxygenator.

ZIEL DER ERFINDUNG:

Ziel der Erfindung ist es, einen Blutoxygenator zur Verfügung zu stellen, bei dem nur ein sehr geringer

Druckverlust vorliegt und mit dem man eine hohe Oxidationsrate und eine hohe Kohlendioxiddesorptionsrate erzielen kann. Verbunden damit ist auch das Ziel, eine Stagnation oder Kanalbildung des Blutes weitgehend zu vermeiden und schliesslich soll auch die Herstellung des Blutoxygenators einfach sein.

DARLEGUNG DES WESENS DER ERFINDUNG:

Gemäss der Erfindung wird ein Blutoxygenator zur Verfügung gestellt, der aus (1) einem Gehäuse mit einem Bluteinlassen, einem Blutauslass, einem Gaseinlass und einem Gasauslass besteht, und (2) einem Bündel von semipermeablen Hohlfasermembranen, die darin eingebracht sind, um einen Gasaustausch zu bewirken, und die Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, dass das Gehäuse im allgemeinen die Form eines Kastens hat; jedes Ende der Bündel der semipermeablen Hohlfasermembran wird mittels eines Vergussmaterials derart gesichert, dass deren offene Enden getrennt mit dem Gaseinlass und Gasauslass kommunizieren; der Raum um die Bündel aus der semipermeablen Hohlfasermembran kommuniziert mit dem Bluteinlass und dem Blutauslass; die Blut-Gas-Kontaktkammer innerhalb des Gehäuses ist in eine Vielzahl von Einzelkammern aufgeteilt, in welcher sich Blutfliesskanäle befinden, die durch Drosselplatten verengt sind und die Bündel aus der semipermeablen Hohlfasermembran befinden sich in der Kontaktkammer derart, dass sie im wesentlichen parallel zu den Drosselplatten ausgerichtet sind.

Der Packungsgrad der Hohlfasern in den einzelnen Abteilungen der Kontaktkammer beträgt vorzugsweise 10 bis 55 % und noch bevorzugter 20 bis 40 %. Der Begriff "Packungsgrad", wie er hier verwendet wird, bedeutet den Prozentsatz der Gesamtquerschnittsfläche der Hohlfasern zu der Querschnittsfläche der Kammer, gesehen in einer Ebene senkrecht zur Längsachse des Bündels der Hohlfasern. Beträgt der Packungsgrad weniger als 10 %, dann neigt das Blut zu einer Kanalbildung, während dann, wenn er mehr als 55 % beträgt, der Fliesswiderstand für das Blut derart hoch werden kann, dass dadurch ein grosser Druckverlust im Oxygenator eintritt und eine Hämolyse eingeleitet wird. Zwar kann der Packungsgrad der Hohlfasern in der Kammer variieren, jedoch ist es aus Gründen der Herstellung bevorzugt, dass der Packungsgrad insgesamt ausgeglichen ist.

Das Hohlfaserbündel in der Kontaktkammer soll vorzugsweise derart ausgebildet sein, dass jede Hohlfaser parallel zur Längsachse des Bündels der Hohlfasern ausgerichtet ist. Jedoch kann jede Hohlfaser in einem Winkel von 10 bis 45° zur Längsachse des Bündels der Hohlfasern aufgewickelt sein. Die Drosselscheiben, welche die Kontaktkammer in Abteilungen aufteilt, sind in einer Richtung quer zur Richtung des Blutstroms ausgerichtet und das Hohlfaserbündel befindet sich parallel zu diesen Drosselscheiben. Der Winkel, der sich aus der Richtung des Blutflusses zu dem Hohlfaserbündel bildet, soll im Bereich von 45 bis 90° liegen, um eine Kanalbildung des Blutes zu vermeiden. Besonders bevorzugt

ist es, wenn die Richtung des Blutstroms im wesentlichen senkrecht zu dem Hohlfaserbündel ist. Man nimmt an, dass der Grund hierfür darin zu sehen ist, dass dann, wenn das Blut über die Hohlfasern strömt, kleine Turbulenzen um die Hohlfasern herum ausgebildet werden.

AUSFÜHRUNGSBEISPIEL:

Fig. 1 ist eine Seiten-Querschnittsansicht für eine Ausführungsform eines erfindungsgemässen Blutoxygenators;

Fig. 2 zeigt eine Aufsicht eines Teils des Blutoxygenators gemäss Fig. 1;

Fig. 3 zeigt einen Querschnitt für verschiedene andere Ausführungsformen der Blutfliesskanäle, die durch die Schikanen (Drosselplatten) verengt sind;

Fig. 4 ist eine grafische Darstellung und zeigt die Beziehung zwischen der Blutflussrate pro Flächeneinheit der Membran (Q/S) und der Oxygenierungsrate in einem Beispiel gemäss der Erfindung und

einem Vergleichsbeispiel, wobei die Oxygenierungsrate als Ordinate und Q/S als Abszisse aufgetragen sind;

Fig. 5 ist eine grafische Darstellung und zeigt die Beziehung zwischen Q/S und dem Grad der am Auslass erhaltenen Sauerstoffsättigung des Blutes ($S\ O_2$);

Fig. 6 ist eine grafische Darstellung und zeigt die Beziehung zwischen Q/S und dem Druckverlust für verschiedene Arten der Blutoxygenatoren; und

Fig. 7 und 8 sind ähnliche Aufsichten wie Fig. 1 und 2 und zeigen modifizierte Blutoxygenatoren mit Versteifungsteilen, die in den Blutflusskanälen, welche durch die Schikane verengt sind, vorgesehen sind.

In Fig. 1 ist 1 ein Bluteinlass und 2 eine Kammer, in welcher für einen gleichmässigen Blutfluss gesorgt wird. Beide sind an einem Ende eines Gehäuses 8 vorgesehen. Eine Blutsammelkammer 3 und ein Blutauslass 4 sind an dem anderen Ende vorgesehen. Zwischen der Kammer 2 und der Blutsammelkammer 3 befindet sich eine Kontaktkammer,

die in eine Vielzahl von Abteilungen 6 unterteilt ist, zwischen denen sich Blutflusskanäle, die durch die Drosseln 5 verengt sind, befinden. Die Kontaktkammer 6 ist mit Hohlfasern 7 aus einer semipermeablen Membran für die Verwendung als Gasaustauscher gefüllt. Dem menschlichen Körper entnommenes Blut (d.h. venöses Blut) passiert den Bluteinlass 1 und die Kammer 2, in welcher der Blutfluss gleichmässig ausgebildet wird, und tritt dann in die Kontaktkammer ein, die in eine Vielzahl von Abteilungen 6 unterteilt ist, mit den dazwischen befindlichen Blutfliesskanälen 9, die durch die Drosseln 5 verengt sind. In der Kontaktkammer 6 erfolgt ein Gasaustausch mit dem Gas in den Löchern der Hohlfaser 7 mit dem venösen Blut durch die Wandung der Hohlfasermembran, wobei das Blut in arterielles Blut umgewandelt wird. Das dabei gebildete arterielle Blut passiert die Blutsammelkammer und verlässt den Blutoxygenator am Blutauslass. Obwohl in Fig. 1 als Beispiel ein Blutoxygenator gezeigt wird, dessen Kontaktkammer in fünf Abteilungen unterteilt ist, kann die Anzahl der Abteilungen 6 zwei oder mehr betragen. Eine grössere Anzahl von Abteilungen wird hinsichtlich der Oxidationsrate bevorzugt. Im Hinblick auf den Druckverlust und die Einfachheit der Herstellung ist es jedoch aus praktischen Gründen wünschenswert, die Kontaktkammer in zwei bis sechs Abteilungen aufzuteilen.

Die Beziehung zwischen der Anzahl der Abteilungen in der Kontaktkammer des Blutoxygenators und den verschiedenen Charakteristika des Blutoxygenators wird näher in den Fig. 5 und 6 beschrieben.

In Fig. 5 zeigt S O_2 an der Ordinate den Sauerstoffsättigungsgrad des Blutes, wobei die Sättigung des gesamten Hämoglobins mit Sauerstoff als 100 % bezeichnet wird. Im allgemeinen beträgt der Sättigungsgrad des venösen Blutes an Sauerstoff (S O_2) etwa 60 %. Bei der Bewertung eines üblichen Blutoxygenators mit einer einzigen Kontaktkammer beträgt der Sauerstoffsättigungsgrad des Blutes etwa 87 % bei der verhältnismässig niedrigen Blutzufuhrrate von etwa 1 Liter pro Flächeneinheitder Membrane, verringert sich aber auf etwa 82 %, wenn eine erhöhte Blutzufuhrrate von 3 Litern angewendet wird, wie dies in Fig. 5 in Kurve (1) gezeigt wird. Bei einem Blutoxygenator, dessen Kontaktkammer in zwei Abteilungen mittels einer Drossel gemäss der vorliegenden Erfindung unterteilt ist, beträgt dagegen der Sättigungsgrad des Blutes etwa 88 % oder mehr und zwar auch bei einer verhältnismässig hohen Blutzufuhrrate von etwa 3 Litern, wie dies in Kurve (2) gezeigt wird. Wird die Kontaktkammer in drei Abteilungen mittels zwei Drosseln unterteilt, dann beträgt der Sauerstoffsättigungsgrad etwa 93 % oder mehr. Diese Ergebnisse zeigen eindeutig, dass die Unterteilung der Kontaktkammer in eine Mehrzahl von Abteilungen eine erheblich verbessernde Wirkung ergibt.

Fig. 6 ist eine grafische Darstellung und zeigt die Beziehung zwischen der Blutzufuhrrate und dem Druckverlust in einem Oxygenator für verschiedene Typen von Blutoxygenatoren. Kurve (1) zeigt die Ergebnisse, die man mit einem Blutoxygenatormodul vom üblichen Innenperfusionstyp, bei dem das Blut durch die Löcher

der Hohlfasern fliesst, erzielt. Aus Kurve (1) geht eindeutig hervor, dass bei einem Modul dieses Typs der Druckverlust linear mit der Erhöhung der Blutflussrate pro Flächeneinheit der Membran (Q/S) ansteigt. Ein solches Modul ist nur schwierig anzuwenden, weil bei höheren Blutzufuhrraten eine Neigung zur Hämolyse besteht. Andererseits stellt man bei einem Blutoxygenator gemäss der vorliegenden Erfindung, bei dem die Kontaktkammer in drei Abteilungen unterteilt ist und das Blut die Aussenseite der Hohlfasern passiert, nur eine geringfügige Erhöhung des Druckverlustes bei höheren Blutzufuhrraten fest, wie dies in Kurve (3) gezeigt wird. Das heisst, dass man einen Blutoxygenator mit einem nur sehr geringen Druckverlust zur Verfügung hat. Selbst ein Blutoxygenator gemäss der vorliegenden Erfindung, in welchem die Kontaktkammer in fünf Abteilungen aufgeteilt ist, unter Verwendung von vier Drosselklappen, zeigt, wie dies aus Fig. 2 ersichtlich ist, einen nur sehr geringen Druckverlust im Vergleich zu einem üblichen Innenperfusionstyp-Modul.

Die Drossel 5 kann irgendeinen Querschnitt haben, einschliesslich einem solchen, wie er in Fig. 3 gezeigt wird, unter der Voraussetzung, dass durch sie eine Verengung der Blutflusskanäle erfolgt. Drosseln mit einem gekrümmten Querschnitt, wie dies in Fig. 1 gezeigt wird, werden jedoch bevorzugt, um eine Stagnation des Blutes zu vermeiden. Die Blutflusskanäle werden mittels der Drosseln verengt und dadurch bilden sich Turbulenzen im Blutstrom aus, durch welche eine

gleichmässige Verteilung der Gaskonzentration in dem Blut erzeugt wird und eine Kanalbildung des Blutes vermieden wird, wobei es vorteilhaft ist, wenn die Drosseln alternativ an den oberen und unteren Seiten angebracht sind. In diesem Fall sind vorzugsweise ein oder mehrere Verstärkungsteile 16 an den freien Enden einer jeden Drossel (d.h. an jeder der verengten Blutflusskanäle) vorgesehen, wie dies in Fig. 7 und 8 gezeigt wird.

Nachfolgend wird die Dimensionierung der Kontaktkammer beschrieben. Vorzugsweise soll die Länge (b_1) der einzelnen Abteilungen, gemessen in Richtung des Blutstromes, gleich oder grösser der Maximaldicke (a) der Abteilung sein. Ist die Dicke (a) grösser als die Länge (b_1), dann ist der Blutstrom in Richtung der Dicke so überwiegend, dass eine Stagnation des Blutes an den Ecken der Drossel eintreten kann und mitgerissene Luftblasen kaum noch entweichen können und wobei eine Erhöhung des Druckverlustes eintreten kann. Vorzugsweise hat die Kontaktkammer die Form eines Kastens mit einer Gesamtlänge (b), die 2 bis 30 mal grösser ist als die Dicke (a).

Die Dicke (e) der Blutflusskanäle 9, die durch die Drosseln 5 verengt sind, ist vorzugsweise gleich oder kleiner als die Hälfte der Dicke (a) der Abteilungen. Jedes Ende der Bündel der Hohlfaser 15 wird mittels eines Vergiessmaterials 14 (wie einem Polyurethan) derart gesichert, dass die Öffnungen der Hohlfasern offen bleiben und die Innenseite der Hohlfasern von

deren Aussenseite getrennt ist. Einer der seitlichen Räume, der durch das Vergiessmaterial abgetrennt ist und in Verbindung mit den Löchern der Hohlfasern steht, stellt einen Gasverteilungsdurchgang 11 dar, der mit dem Gaseinlass 10 in Verbindung steht. Der andere seitliche Raum stellt einen Gassammeldurchgang 12 dar und steht mit dem Gasauslass 13 in Verbindung. Sauerstoff oder ein sauerstoffhaltiges Gas wird durch den Gasverteilungsdurchgang 11 eingeführt und passiert die Löcher der Hohlfasern, wo ein Gasaustausch mit dem Blut mittels der Hohlfasermembran erfolgt. Das erhaltene Gas, dessen Sauerstoffgehalt verringert ist und dessen Kohlendioxidgehalt sich erhöht hat, verlässt den Blutoxygenator am Gasauslass 13. Die Breite (w) der Abteilung (d.h. die Entfernung zwischen den beiden Massen) sollte in Beziehung zu der Blutflussrate und der Dicke (a) der Abteilungen entschieden werden. Vorzugsweise ist die Breite 1 bis 20 mal grösser als die Dicke (a). Ist die Breite (w) kleiner als die Dicke (a), dann übt die Oberfläche des Vergiessmaterials einen erheblichen Einfluss auf das Blut aus und kann dadurch unerwünschte Ergebnisse liefern. Ist die Breite (w) grösser als das 20-fache der Dicke (a), dann ist es schwierig, das Blut gleichmässig auf der Oberfläche der gesamten Hohlfasern zu verteilen und dadurch kann eine Kanalbildung des Blutes eintreten.

Eine Mehrheit von Blutoxygenatoren gemäss der vorliegenden Erfindung kann parallel geschaltet werden, um dadurch die Oxidierung des Blutes mit einer höheren Fliessrate zu bewirken.

Die Erfindung wird nachfolgend in dem Beispiel und dem Vergleichsbeispiel näher erläutert.

Beispiel und Vergleichsbeispiel

Unter Verwendung einer mikroporösen Polypropylen-Hohlfasermembran mit einer Wanddicke von 22 µm, einem Innendurchmesser von 200 µm und einem Blasenpunkt von 12,5 kg/cm² in Ethanol, wurden zwei Blutoxygenatoren gemäss der Spezifizierung in Tabelle 1 gebaut. Diese Blutoxygenatoren wurden vergleichend getestet, indem man Rinderblut und reinen Sauerstoff hindurchleitete. Das Rinderblut zeigte ein Hämatokrit von 35 %, einen pH von 7,32, einen Sauerstoffpartialdruck von 65 mmHg, einen Kohlendioxidpartialdruck von 45 mmHg und eine Hämoglobinkonzentration von 12,5 g/dl. Der reine Sauerstoff wurde auf 37°C vorerwärmt und mit einer Fliessrate von 2 l/min eingeführt. Die Ergebnisse werden in Fig. 4 gezeigt, in welcher die Oxygenierungsrate (in ml/min·m²) gegen die Blutzufuhrrate pro Flächeneinheit der Hohlfasermembran (Q/S in l/min·m²) aufgetragen ist.

Der Blutoxygenator des Beispiels war überlegen, weil keine Kanalbildung des Blutes und des Gases eintrat. Aus Fig. 4 wird auch ersichtlich, dass der Blutoxygenator des Beispiels hinsichtlich der Oxygenierungsrate überlegen ist. Der Blutoxygenator des Beispiels zeigte eine hohe Kohlendioxidleistung von etwa 100 ml/min·m2 bei Q/S von 2 l/min·m².

Tabelle 1

BEISPIEL	Ein Blutoxygenator mit einem Aufbau gemäss Fig. 1 mit folgenden Eigenschaften: a = 0,8 cm b_1 = 1,8 cm e = 0,2 cm w = 20,0 cm Die Zahl der Abteilungen betrug 5; der Packungsgrad der Hohlfasern in den einzelnen Abteilungen betrug 30 % und die Gesamtfläche der Membran betrug 0,5 m^2.
VERGLEICHS-BEISPIEL	Ein Blutoxygenator des gleichen Aufbaus wie im Beispiel, mit der Ausnahme, dass keine Drossel vorgesehen waren (d.h. dass die Kontaktkammer aus einer einzigen Abteilung bestand) und dass die Richtung des Blutstromes in einem Winkel von etwa 30° zum Bündel aus den Hohlfasern gerichtet war.

Wie vorher erwähnt, zeigt ein Blutoxygenator gemäss der vorliegenden Erfindung ein verbessertes Verhalten, weil er hohe Sauerstoff- und Kohlendioxidaustauschraten pro Flächeneinheit der Membran aufweist, weil nur eine geringe Kanalbildung des Blutes und des Gases stattfindet und weil nur ein geringer Druckverlust im Blutstrom auftritt. Darüber hinaus hat ein erfindungsgemässer Blutoxygenator den weiteren Vorteil, dass er billig ist und leicht hergestellt werden kann und dass das ausserhalb des Hörpers befindliche Blutvolumen nur gering ist und dadurch die dem Patienten aufgebürdete Last vermindert wird.

E R F I N D U N G S A N S P R U C H

1. Blutoxygenator aus einem Gehäuse (8) mit einem Bluteinlass (1), einem Blutauslass (4), einem Gaseinlass (10) und einem Gasauslass (13) und Bündeln aus einer semipermeablen Hohlfasermembran (15) darin, zur Bewirkung eines Gasaustausches, g e k e n n z e i c h n e t dadurch, dass das Gehäuse (8) in Form eines Kastens vorliegt, dass jedes Ende der Bündel der semipermeablen Hohlfasermembran mittels eines Vergiessmaterials (14) derart gesichert ist, dass die offenen Enden getrennt mit dem Gaseinlass (10) und dem Gasauslass (13) in Verbindung stehen; dass der Raum um die Bündel aus semipermeablen Hohlfasermembranen in Verbindung mit dem Bluteinlass (1) und dem Blutauslass (4) stehen; dass die Blut-Gas-Kontaktkammer (2) innerhalb des Gehäuses (8) in eine Vielzahl von Abteilungen (6) mittels dazwischenliegender Blutflusskanäle (9), die durch Drosselplatten (5) verengt sind, unterteilt ist und die Bündel der semipermeablen Hohlfasermembran in der Kontaktkammer (2) so angebracht ist, dass sie im wesentlichen parallen zu den Drosseln (5) ist.

2. Blutoxygenator gemäss Punkt 1, g e k e n n z e i c h n e t dadurch, dass die Kontaktkammer (2) in sechs Abteilungen (6) mit dazwischenliegenden Blutflusskanälen (9), die durch die Drosseln

21.JAN 1986 226573

(5) verengt sind, aufgeteilt ist.

3. Blutoxygenator gemäss Punkt 1 oder 2, g e k e n n z e i c h n e t dadurch, dass der Packungsgrad der semipermeablen Hohlfasermembran in der Kontaktkammer im Bereich von 20 bis 40 % liegt.

4. Blutoxygenator gemäss Punkt 1 oder 2, g e k e n n z e i c h n e t dadurch, dass der Bluteinlass (1) und der Blutauslass (4) derart angeordnet sind, dass die Richtung des Blutflusses im wesentlichen senkrecht zur Richtung des Gasflusses durch die Löcher der semipermeablen Hohlfasermembran vorgesehen sind und dass die semipermeable Hohlfasermembran in der Kontaktkammer (2) so eingebracht ist, dass sie im wesentlichen senkrecht zu den Drosseln (5) ist.

5. Blutoxygenator gemäss Punkt 1, g e k e n n z e i c h n e t durch einen oder mehrere Verstärkungsteile, die am freien Ende eines jeden der Drosseln angebracht sind.

6. Blutoxygenator gemäss Punkt 1, g e k e n n z e i c h n e t dadurch, dass die Gesamtlänge der Kontaktkammer (b) das 2- bis 30-fache der Dicke (a) beträgt.

- Hierzu 4 Blatt Zeichnungen -

21 JAN 1985 226873

FIG. 1

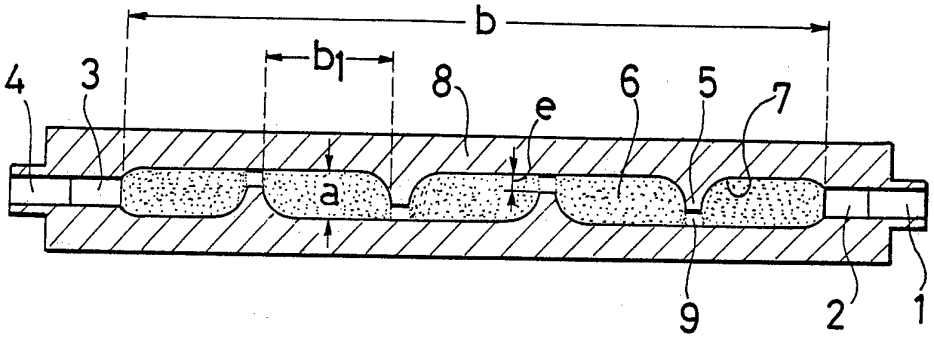


FIG. 2

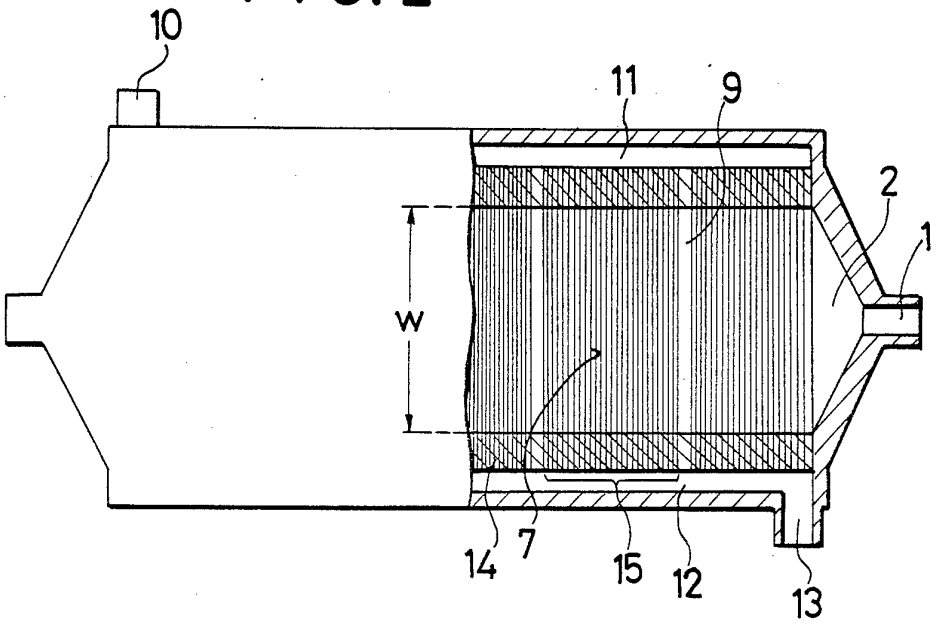


FIG. 3

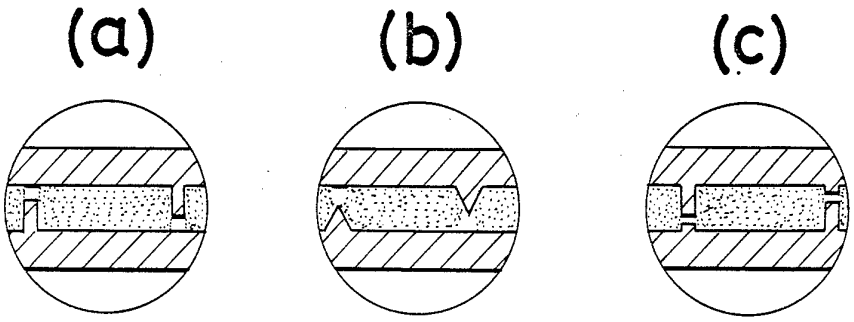
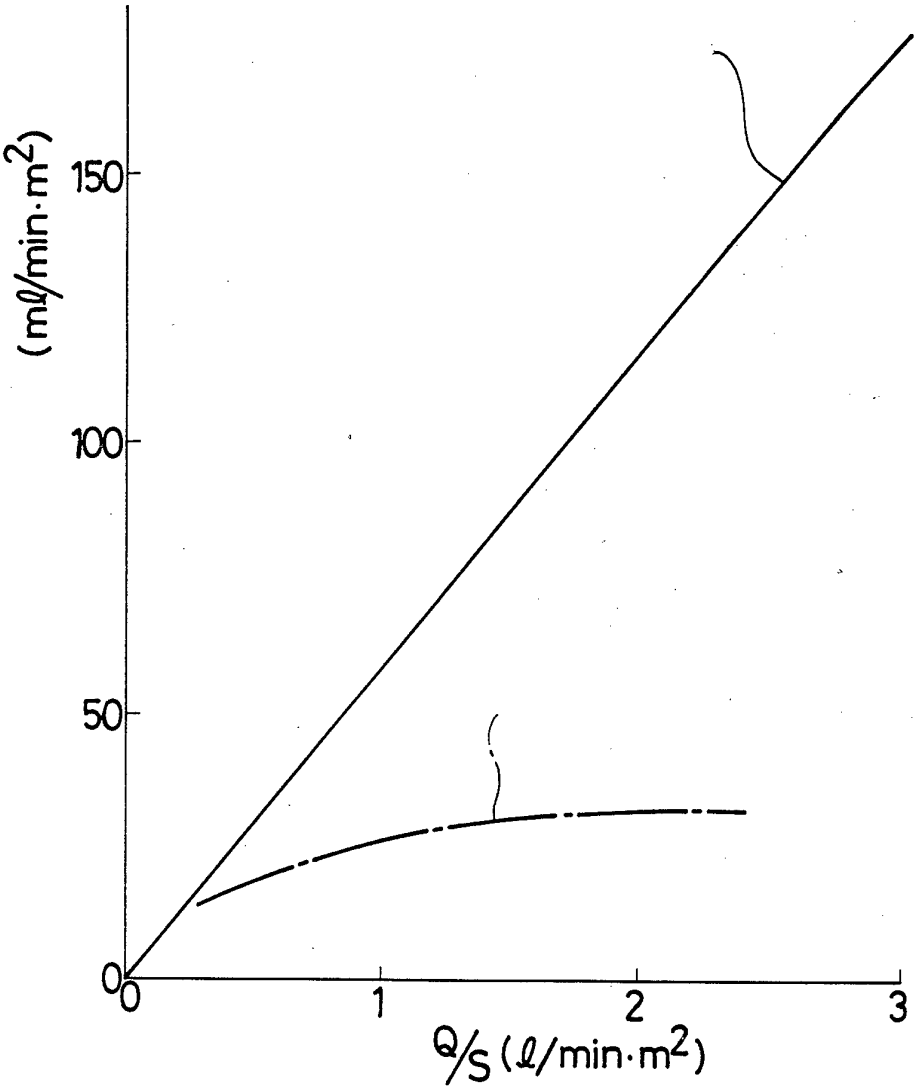


FIG. 4



21 JAN 1985 2286578

FIG. 5

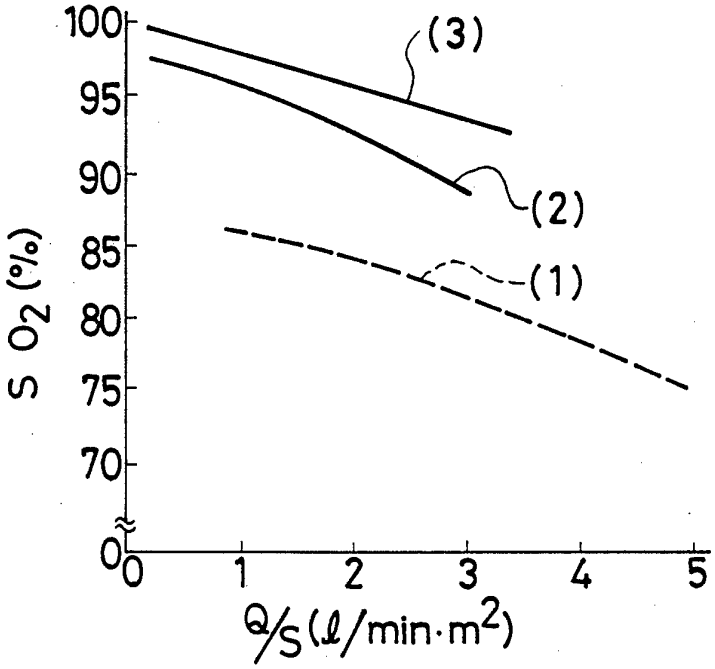
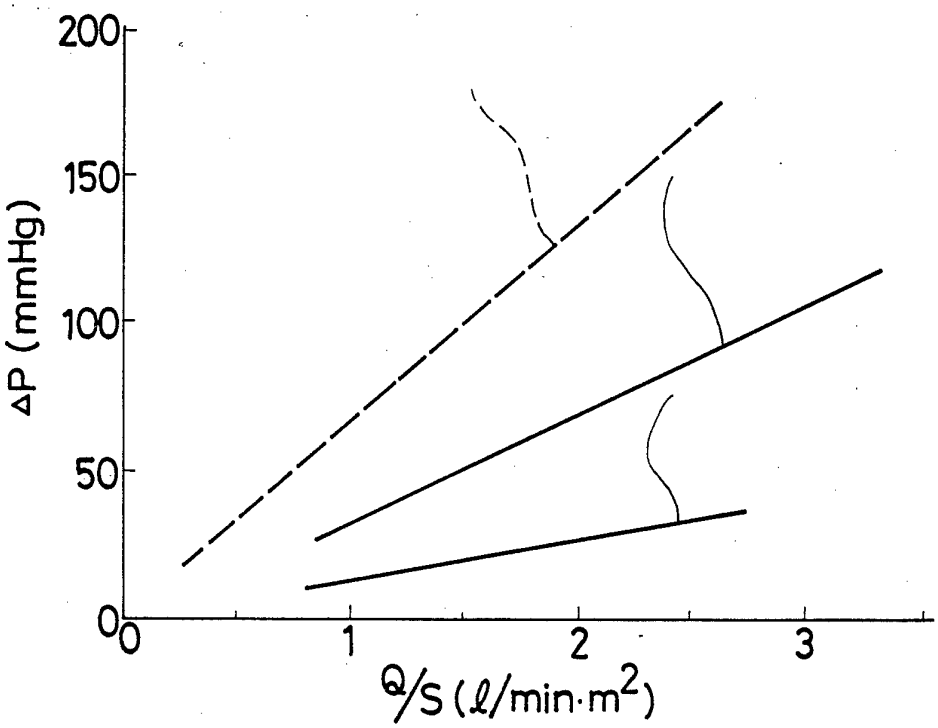


FIG. 6



21 JAN 1985 22 6 STB

FIG. 7

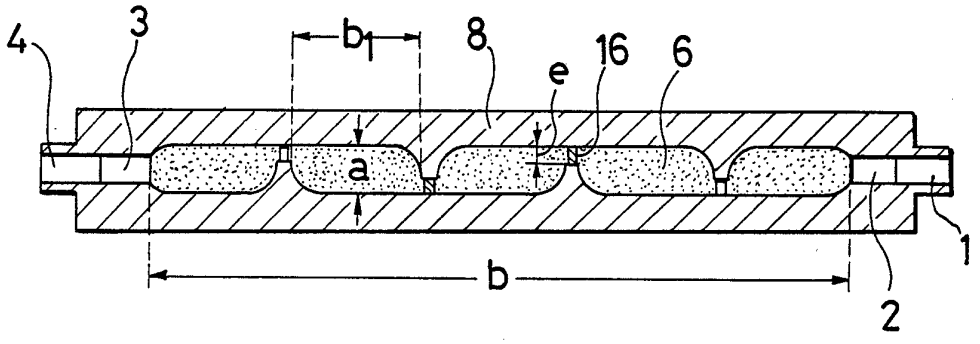
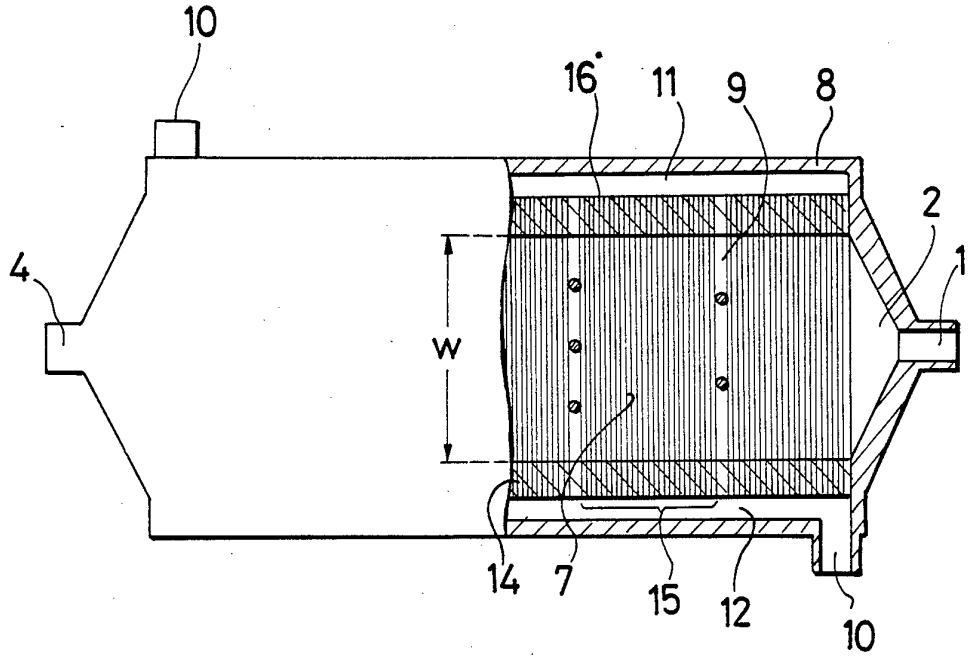


FIG. 8



21 JAN 1985 226573