



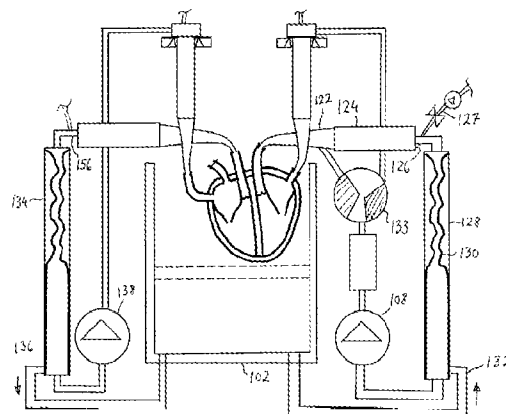
(12) Patentskrift

(10) SE 538 477 C2

(21) Patentansökningsnummer:	1330132-0	(51) Int.Cl.:	
(45) Patent meddelat:	2016-07-19	A01N 1/02	(2006.01)
(41) Ansökan allmänt tillgänglig:	2015-04-25	A61B 5/02	(2006.01)
(22) Ingivningsdag:	2013-10-24	A61J 1/00	(2006.01)
(24) Löpdag:	2013-10-24	A61K 35/34	(2015.01)
(30) Prioritetsuppgifter:	---	A61M 1/00	(2006.01)

- (73) Patenthavare: Vivoline medical AB, Propellervägen 16, 224 78 Lund SE
 (72) Uppfinnare: Stig Steen, Lund SE
 Audrius Paskevicius, Lund SE
 Benjamin King, Takaka NZ
 (74) Ombud: Göran Asketorp, Råbygatan 14 B, 223 61, Lund SE
 (54) Benämning: Anordning för undersökning av ett isolerat slående hjärta
 (56) Anförda publikationer: XP 022444711 · US 5336051 A1 · XP 004536602
 (57) Sammandrag:

En anordning för att bilda en afterload till ett isolerat slående hjärta under undersökning av detta. Afterload-anordningen är kopplad till aorta och tillhandahåller ett mottryck medelst ett ringformat utrymme avgränsat av en stel cylinder och en elastisk slang eller rör införd i den stela cylindern. Det ringformade utrymmet innefattar ett kompressibelt medium, såsom luft, kvävgas eller koldioxid och är kopplad till en reservoar för att åstadkomma ett förutbestämt tryck motsvarande ett diastoliskt tryck. Reservoaren är kopplad till det ringformade utrymmet via en förträngning och en backventil. Under diastole uppblåses det ringformade utrymmet medelst reservoaren och åstadkommer ett diastoliskt mottryck för att bilda kranskärlsflöde. Under systole undanträngs den utmatade vätskan från hjärtats kammare mediet inuti det ringformade utrymmet genom förträngningen och till reservoaren, varigenom avlägsnas energi från vätskan. Det komprimerbara mediet bildar en komplans. Dessutom finns en preload-anordning innefattande ett vertikalt, flexibelt rör som bildar en vätskepelare för förbelastning av förmaket med ett önskat förbelastningstryck utan att införa luft i vätskan. En pump avger vätska till preload-anordningen och avlägsnar vätska från afterload-anordningen (fig 6).



SAMMANDRAG

- En anordning för att bilda en afterload till ett isolerat slående hjärta under
- 5 undersökning av detta. Afterload-anordningen är kopplad till aorta och tillhandahåller ett mottryck medelst ett ringformat utrymme avgränsat av en stel cylinder och en elastisk slang eller rör införd i den stela cylindern. Det ringformade utrymmet innefattar ett kompressibelt medium, såsom luft, kvävgas eller koldioxid och är kopplad till en reservoar för att åstadkomma ett förutbestämt tryck motsvarande ett diastoliskt tryck. Reservoaren är kopplad till det
- 10 ringformade utrymmet via en förträngning och en backventil. Under diastole uppblåses det ringformade utrymmet medelst reservoaren och åstadkommer ett diastoliskt mottryck för att bilda kranskärlsflöde. Under systole undantränger den utmatade vätskan från hjärtats kammare mediumet inuti det ringformade utrymmet genom förträngningen och till reservoaren, varigenom avlägsnas energi från vätskan. Det komprimerbara mediumet bildar en komplans.
- 15 Dessutom finns en preload-anordning innefattande ett vertikalt, flexibelt rör som bildar en vätskepelare för förbelastning av förmaket med ett önskat förbelastningstryck utan att införa luft i vätskan. En pump avger vätska till preload-anordningen och avlägsnar vätska från afterload-anordningen (fig 6).

Anordning for undersökning av ett isolerat slående hjärta

5 UPPFINNINGENS OMRÅDE

Föreliggande uppfinning hänför sig till en anordning för undersökning av organ, i det fallet att organet är hjärtat.

UPPFINNINGENS BAKGRUND

10 US 7,045,279 B1 beskriver en uppställning för ett isolerat hjärta, där väsentligen normal pump-aktivitet bevaras för alla hjärtats fyra kamrar, varvid uppställningen kan användas i samband med undersökningar av elektriska ledningar, katetrar, hjärtpimplantat och andra medicinska anordningar avsedda att användas på ett slående hjärta. Uppställningen kan också användas för att undersöka hjärtfunktionen, i närvaro eller frånvaro av sådana medicinska
15 anordningar. För att möjliggöra visualisering av hjärtats strukturer och anordningar belägna inuti hjärtats kamrar, cirkuleras ett klart perfusat, såsom en modifierad Krebs buffert-lösning med syresättning genom alla fyra kamrarna hos hjärtat och kranskärlens blodkärl. Uppställningen och inspelningar med uppställningen kan användas i samband med design, utveckling och utvärdering av anordningar för användning i eller på hjärtat, likaväl som
20 användning såsom ett undersöknings- och undervisnings-hjälpmiddel för att hjälpa läkare och studenter att förstå funktionen hos hjärtat.

Såsom diskuteras mer i detalj nedan har hjärtuppställningen enligt US 7,045,279 B1 ett antal nackdelar, varav den mest besvärande är att den inte kan tillåta hjärtat att producera en normal diastole. Om den isolerade hjärtuppställningen används som beskrivs kan inte en riktig
25 hjärtfunktion erhållas.

Således finns det ett behov av en bättre anordning för afterload, som inte belastar hjärtat med en stor volym vätska. Vidare finns det ett behov av en anordning för preload, där tillsats av luft till vätskan minimeras eller avlägsnas. Dessutom behövs ett stort antal ytterligare förbättringar.

30

SAMMANFATTNING AV UPPFINNINGEN

Det är således ett ändamål med föreliggande uppfinning att åtgärda, undvika eller eliminera en eller flera av de ovan angivna bristerna eller nackdelarna, enskilt eller i någon kombination.

35 Således, åstadkoms en föreliggande uppfinning en afterload-anordning, som imiterar afterload hos ett hjärta, såsom den produceras av själva kroppen. Mer speciellt åstadkoms ett önskat motstånd mot flödet och en önskad komplians tillsammans med en liten tröghets-

belastning. En anordning för preload tillhandahålls där tillförsel av luft till vätskan har undvikits.

Enligt en första aspekt, tillhandahålls en anordning för att bilda en afterload till ett isolerat, slående hjärta under undersökning av detta, innefattande en första slang för förbindelse med aortan eller pulmonalisartären hos hjärtat och en andra slang för förbindelse med vänster förmak eller höger förmak för att passera en vätska till och från hjärtat; en cylindrisk stel kropp och en elastisk slang kopplad till den första slangen och anordnad inuti den cylindriska stela kroppen för att bilda ett ringformat utrymme mellan nämnda cylindriska stela kropp och nämnda elastiska slang; en reservoar för att tillhandahålla ett tryckmedium vid ett förutbestämt tryck inuti det ringformade utrymmet för att uppblåsa det ringformade utrymmet så att det normalt huvudsakligen utfyller den cylindriska stela kroppen och huvudsakligen förhindrar flöde därigenom, och en förträngningsanordning för att förbinda reservoaren med det ringformade utrymmet, kännetecknad av att en backflödes-anordning är kopplad parallellt med nämnda förträngningsanordning, varvid flödet av medium från det ringformade utrymmet till reservoaren sker via nämnda förträngningsanordning medan flödet från reservoaren till det ringformade utrymmet sker huvudsakligen via nämnda backflödes-anordning, varvid nämnda medium har väsentligt lägre täthet jämfört med vätskan i hjärtat. Därmed kan vätska tillhandahållas av hjärtat under systole via den första slangen förskjuta nämnda medium inuti nämnda ringformade utrymme via förträngningsanordningen till reservoaren, varvid ett motstånd bildas mot vätskeflödet under systole och kan ett flöde i retrograd riktning bildas under diastole för att åstadkomma kranskärlsflöde. Det ringformade utrymmet och ytterligare förbundna utrymmen före förträngningsanordningen kan bilda ett utrymme som har en förutbestämd volym och bildar en komplianskammare för vätskeflödet under systole. Ett inställbart utrymme kan vara förbundet med det ringformade utrymme för att bilda en inställbar komplians. Reservoaren kan vara försedd med medium vid ett tryck som motsvarar ett önskat diastoliskt tryck, vilket tryck är inställbart genom förbindelse med en tryckkälla. Mediumet kan vara en gas, såsom luft, kvävgas, koldioxidgas eller ånga.

I en annan utföringsform tillhandahålls en anordning som beskrivits ovan, som vidare kan innefatta en anordning för preload kopplad före den andra slangen, och innefattande ett flexibelt och kollapserbart cylindriskt rör, som är anordnat huvudsakligen vertikalt och som fylls med vätska med en önskad flödes hastighet, varvid en vätskepelare bildas vid botten av det kollapserbara cylindriska röret och varvid röret ovanför vätskepelaren är kollapsat, varvid atmosfärstryck alstras ovanför vätskepelaren, varigenom ett förutbestämt belastningstryck tillhandahålls för att fylla förmaket. Vidare kan det finnas en sensor för att mäta om den kollapserbara cylindern är fylld med vätska över en förutbestämd nivå, och för att indikera ett alarmtillstånd vid sådan alltför stor fyllning. Sensorn kan vara en belastningscell, en visuell indikator-sensor eller en kapacitiv indikator-sensor.

I en ytterligare utföringsform tillhandahålls en anordning som beskrivits ovan och som vidare innefattar en avluftnings-anordning för att avlägsna eventuell luft inuti det kollapserbara röret. En pump kan vara anordnad för att utmata vätska till anordningen för preload och för att avlägsna vätska från anordningen för afterload. Vidare kan det finnas en ventil för att omkoppla mellan en perfusion i retrograd riktning av aorta och en normal perfusion av aorta.

I ytterligare en utföringsform kan det finnas anordnat vingar anordnade intill ett inlopp av det ringformade utrymmet för att hålla dess inlopp öppet. Det kan också finnas vingar anordnade intill ett utlopp för det ringformade utrymmet för att hålla dess utlopp öppet.

KORTFATTAD BESKRIVNING AV RITNINGARNA

Ytterligare ändamål, särdrag och fördelar med uppfinningen kommer att framgå av den följande beskrivningen av utföringsformer av uppfinningen under hänvisning till ritningarna, där:

Fig 1 är identisk med fig 2 i nämnda US 7,045,279 B1 och schematiskt visar den tidigare kända anordningen.

Fig 2 är en schematisk vy, delvis i perspektiv av anordningar för afterload enligt en första utföringsform av uppfinningen och kopplade till hjärtats kamrar.

Fig 3a, 3b, 3c och 3d är tvärsnittsvyer av anordningen för afterload enligt fig 2 i efter varandra följande positioner under ett hjärtslag.

Fig 3 e är ett elektriskt diagram motsvarande cirkulationssystemet enligt utföringsformer av uppfinningen.

Fig 4 är en schematisk vy av en anordning för preload enligt en första utföringsform av uppfinningen.

Fig 5 är en schematisk vy över en fullständig krets av ett system med vänster-cirkulation och höger-cirkulation hos undersökningssystemet enligt en utföringsform av uppfinningen.

Fig 6 är en schematisk vy liknande fig 5 över en utföringsform av ett alternativt cirkulationssystem enligt uppfinningen.

Fig 7a är en schematisk vy över en anordning för preload enligt en andra utföringsform av uppfinningen.

Fig. 7b är en schematisk vy över en anordning för preload enligt en tredje utföringsform av uppfinningen.

Fig 8a är en schematisk vy liknande fig 3a och visar en annan utföringsform av anordningen för afterload.

Fig 8b och 8c är schematiska vyer liknande fig 3a och visar ej önskade vätske-flödes-egenskaper.

Fig 8d är en schematisk vy liknande fig 3a av ännu en annan utföringsform av anordningen för afterload.

Fig 9 är en tvärsnittsvy av ytterligare en annan utföringsform av anordningen för afterload.

Fig 10 är ett tryckdiagram som visar kammartryck och tryck i ett ringformat utrymme i anordningen för afterload.

5 Fig 11 är en dator-producerad ritning av anordningen för afterload motsvarande utföringsformen enligt fig 9.

Fig 12 är en perspektivvy över ett förbindelseparti innefattande vingar enligt en utföringsform av anordningen för afterload.

10 Fig 13 är en perspektivvy över ett parti av anordningen för preload enligt en utföringsform av anordningen för preload.

DETALJERAD BESKRIVNING AV UTFÖRINGSFORMER

Nedan kommer flera utföringsformer av uppfinningen att beskrivas. Dessa utföringsformer beskrivs i belysande syfte för att möjliggöra för en fackman att genomföra uppfinningen och för att beskriva det bästa sättet. Emellertid begränsar inte sådana
15 utföringsformer uppfinningens omfång. Vidare visas och diskuteras vissa kombinationer av särdrag. Emellertid är andra kombinationer av de olika särdragen möjliga inom uppfinningens ram.

Fig 1 visar ett schematiskt diagram över anordningen som beskrivs i dokumentet
20 US7045279B1. Aortan 248 hos hjärtat 200 är kopplad till en afterload-behållare 212 via en slang 236. Afterload-behållaren 212 hålls på en höjd av omkring 95 cm ovanför hjärtat för att bilda ett diastoliskt tryck på omkring 70 mmHg. Den cirkulerande vätskan återföres till reservoaren 246 från afterload-kammaren 212. Diametern hos slangen 236 bör vara i samma storleksordning som aortan, till exempel omkring 25 mm. Således är volymen vätska i slangen
25 nästan 0,5 liter.

När hjärtat kontraheras vid starten av systole, sammandrager den vänstra kammaren sig först i en iso-volymetrisk kammarkontraktion, varvid aortaklaffen är stängd. När trycket inuti den vänstra kammaren har ökat till det som råder på andra sidan av aortaklaffen, dvs 70 mmHg, öppnar aortaklaffen och den vänstra kammaren börjar utmata vätska. Emellertid blir nu
30 vattenpelaren på omkring 500 ml i slangen 236 överlagrad på innehållet i den vänstra kammaren, som kan vara omkring 130 ml. Således måste den vänstra kammaren accelerera hela vätskepelaren i slangen 236, vilket tar en viss tid på grund av den avsevärda trögheten hos vätskepelaren. Således kommer trycket i kammaren och aorta att stiga, men utmatningshastigheten är låg. Det blir en diskontinuitet i tryckkurvan vid öppningen av
35 aortaklaffen. Detta kommer att förorsaka en överbelastning av den vänstra kammaren, vilket kan uttränga volymen hos den vänstra kammare och till slut orsaka blodstockning i vänster kammare.

När den vänstra kammaren upphör att sammandra sig, har vätskepelaren en viss flödes hastighet uppåt. På grund av vätskepelarens stora tröghet kan flödet inte vända omedelbart utan flödet fortsätter uppåt under en tidsperiod, under vilken ett negativt tryck utvecklas i den vänstra kammaren. Under denna tid avges ytterligare vätska från den vänstra kammaren. Under denna fas är det negativa trycket i den vänstra kammaren ofysiologiskt och kan förorsaka problem och kan fortplanta sig till förmaket, vilket är oönskat.

Efter det att hastigheten hos vätskepelaren har återvänt till noll sker en reversering av flödet varvid aortaklaffarna stänger sig. Den stora trögheten och vikten av vätskepelaren kommer nu att inverka på aortaklaffarna, vilka utsätts för stora krafter för att stoppa det reverserade flödet, vilket kan leda till problem med aortaklaffarna.

Således framgår att vätskepelaren i slangen 236 utsätter vänstra kammaren och aortaklaffen för krafter som inte uppträder i den normala kroppen.

Sammanfattningsvis finns det tröghetskrafter hos systemet genom vätskepelaren i slangen 236. En eftergivlighet hos systemet tillhandahålls av afterload-kammaren 212, vilken är belägen efter vätskepelaren. Ett motstånd i systemet tillhandahålls av friktionskrafterna vid flödet i slangen 236.

I den naturliga positionen för hjärtat i kroppen tillhandahålls eftergivligheten eller kompliansen av aorta och den kompliansen befinner sig mycket närmare den vänstra kammaren jämfört med afterload-kammaren 212. Trögheten hos vätskan som verkar på den vänstra kammaren i kroppen under utmatningen är mycket mindre än den för vätskepelaren hos slangen 236. Motståndet hos kroppen bildas av arterioler och kapillärer och detta motstånd är större än friktionskrafterna hos slangen 236.

I den tidigare kända anordningen enligt US 7,045,279 B1 och visad i fig 1 finns ingen afterload-kammare kopplad till den högra kammaren. I den normala kroppen utsätts den högra kammaren för ett mottryck på omkring 25 mmHg, vilket den tidigare kända anordningen inte kan producera.

Den tidigare kända anordningen innefattar en preload-kammare 256 före det vänstra förmaket och en preload-kammare 210 före det högra förmaket. Emellertid innehåller dessa kammare luft, vilket innebär att det finns en risk att mikrobubblor bildas under funktionen.

Således finns det ett behov av en afterload-anordning (efterbelastningsanordning) som kan närmare efterlikna kroppens svar på vänstra och högra kammarens funktion. En komplians erfordras nära intill kammarens utlopp. Dessutom bör vätskevolymen före kompliansen vara relativt liten. Vidare bör ett visst motstånd bildas. Dessutom skall parametrarna kunna justeras så att den vänstra kammaren och aortaklaffen utsätts för ungefär likadant trycksvar som från afterload-anordningen i den normala kroppen och så att olika belastnings-situationer kan simuleras. Vidare kan den högra kammaren och pulmonalisklaffen vara försedda med en liknande afterload-anordning.

Det finns också ett behov av en preload-anordning (förbelastningsanordning), som inte innehåller luft och som kan närmare efterlikna kroppens funktion, både för vänster förmak och höger förmak.

Det är allmänt känt att för att styra en process måste styrsystemet ha snabbare svars-
 5 egenskaper än det system som skall styras. Normalt bör styrsystemet vara åtminstone tio gånger snabbare än det styrda systemet. I föreliggande sammanhang överförs detta faktum till att ett medium, som används för att åstadkomma efterbelastning av kammaren skall ha tio gånger snabbare svarstid jämfört med vätskan i själva hjärtat. En sådan snabb svarstid kan inte åstadkommas av en vätskepelare, eftersom den har alltför stor tröghet. Således måste
 10 användning av ett medium som har åtminstone tio gånger mindre tröghet övervägas. Ett sådant medium är till exempel en gas, såsom luft eller kvävgas. Nedan kommer luft att användas som ett exempel.

Fig 2 visar en afterload-anordning enligt en första utföringsform av uppfinningen kopplad till resterna av aorta efter det att hjärtat har uttagits.

15 Hjärtat visas delvis schematiskt i tvärsnitt. Det är tradition i textböcker att visa hjärtat "inverterat", så att vänster förmak och vänster kammare visas till höger och höger förmak och höger kammare visas till vänster på ritningen.

Under uttagning skärs hjärtat 1 av från motsvarande artärer och vener. Sålles blir det kvarlämningar eller rester av aortan 2, lungartären 3, den övre hålvenen 4 och den nedre
 20 hålvenen 5 och lungvenerna 6. För enkelhetens skull innebär hänvisning nedan till aorta 2 en hänvisning till resterna av aorta efter det att hjärtat uttagits och samma gäller för de andra kärlen nämnda ovan.

I systemet enligt utföringsformerna av uppfinningen sker flödet av vätskan ungefär enligt följande.

25 Vätskan inkommer i det högra förmaket 7 via en separat utformad öppning anordnad i ausiculium mellan den övre och den nedre hålvenen. På detta sättet kommer öppningen till det högra förmaket att vara beläget i linje med och mitt emot trikuspidalis-klaffarna. Den nedre hålvenen 5 och den övre hålvenen 4 kan vara försluta med suturer. Vätskan förflyttar sig vidare till den högra kammaren 8 via trikuspidalis-klaffarna 9 för att fylla både det högra förmaket 7
 30 och den högra kammaren 8. Vid kontraktion av det högra förmaket följt av kontraktion av den högra kammaren 8, utmatas vätska via lungartären 3, varvid pulmonaris-klaffen 10 öppnas.

På vänstra sidan av hjärtat inkommer vätska, som är syresatt, till det vänstra förmaket 11 via en separat utformad öppning anordnad i linje med och mitt emot mitralklaffen. Vätska förflyttar sig vidare till den vänstra kammaren 12 via mitralklaffen 13 för att fylla både vänster
 35 förmak 11 och vänster kammare 12. Vid kontraktion av vänster förmak 11 följt av kontraktion av den vänstra kammaren 12 utmatas vätska genom aortan 2 varvid aortaklaffen 14 öppnas.

Dessutom bildas ett kranskärslöde, se vidare nedan.

Det vänstra och högra cirkulationssystemen kan vardera innefatta en afterload-anordning för att förse hjärtat med en afterload eller efterbelastning, som nära efterliknar efterbelastningen hos en normal kropp.

I en utföringsform av afterload-anordningen 20 som visas i fig 2 innefattar afterload-anordningen 20 ett stelt, huvudsakligen cylindriskt rör 22 med en inre diameter motsvarande diametern hos en konventionell aorta eller något större. Längden för röret kan vara tillräckligt för att innehålla en utmatningsvolym för den vänstra kammaren, som kan vara till exempel 50 ml. Afterload-anordningen är anordnad huvudsakligen horisontellt.

Inuti det stela röret 12 är anordnat en elastisk slang eller rör 24, som har huvudsakligen samma inre diameter som det stela röret och som är något längre än det stela röret. Den elastiska slangen 24 är vid bäge ändarna 26, 28 vikt bakåt över kanten på det stela röret och till den yttre sidan av det stela röret. Den elastiska slangens ändar 26, 28 är tätade till kanten eller den yttre ytan hos det stela röret, så att ett slutet ringformat utrymme 30 bildas mellan den inre ytan av det stela röret 22 och den yttre ytan av den elastiska slangen 24.

Det stela röret 22 är försett med en sidoöppning 32 kopplad till det ringformade utrymmet 30 via ett styrrör 34. Styrröret 34 är kopplat till en stor reservoar 36 via en envägs-ventil 38 och en förträngningsventil 40 anordnade parallellt med varandra. Reservoaren är försedd med en tryckmätare 42 för att indikera trycket inuti reservoaren 36 och ett förbindelserör 44 till en tryckkälla 46, som kan vara luft, kvävgas eller en annan gas eller medium, såsom diskuteras nedan. Således förses reservoaren 36, styrröret 34 och det ringformade utrymmet 30 med ett medium vid ett önskat tryck, till exempel motsvarande ett önskat diastoliskt tryck för hjärtat, såsom 80 mmHg. Mediumets tryck kommer att blåsa upp den elastiska slangen 24 så att den huvudsakligen fyller och stänger av det inre utrymmet hos det stela röret 22, såsom visas i fig 2.

Backventilen 38 är anordnad i en position så att flödet av mediumet från reservoaren 36 till det ringformade utrymmet kan ske oförhindrat. Emellertid kan flödet från det ringformade utrymmet 30 till reservoaren 36 inte ske via backventilen 38 utan måste passera genom förträngningen 40.

Det stela röret 22 är på en sida försett med ett rör-förbindelse-stycke 50, som vid sin andra ände är förbundet med aorta-utloppet 2 från hjärtat. Det stela röret 22 är vid den andra änden försedd med ett utloppsrör 52 som mynnar i en vätskereservoar.

Afterload-anordningen 20 fungerar på följande sätt:

1) Under den första iso-volymetriska kammarkontraktionen är aortaklaffen stängd och utrymmet från aortaklaffen, via röret 50 upp till stängningen av det ringformade utrymmet 30 är fyllt med vätska, såsom blod eller en utvärderings- eller undersökningsvätska. Vätskan i röret 50 befinner sig vid ett diastoliskt tryck motsvarande det inre trycket i det ringformade utrymmet 30, såsom 80 mmHg.

2) När trycket inuti den vänstra kammaren har ökat till strax över det diastoliska trycket, öppnar aortaklaffen och volymen av vätska inuti den vänstra kammaren, som kan vara omkring 120 ml, kopplas till volymen av vätska inuti röret 50, vilken volym kan vara omkring 15 ml, såsom visas i fig 3a. Således fungerar den vänstra kammaren mot en tröghetsbelastning motsvarande omkring 135 ml, vilket är nära situationen i den normala kroppen.

Tröghetsbelastningen bestämmer trycköknings-hastigheten i den vänstra kammaren och röret 50. Tröghetsbelastningen bör inställas så att det finns huvudsakligen ingen diskontinuitet i tryckkurvan för den vänstra kammaren. Denna tröghetsbelastning inställs genom att ändra volymen hos röret 50, såsom diskuteras nedan.

3) Efter öppningen av aortaklaffen, utmatas vätskevolymen i den vänstra kammaren och volymen av vätska inuti röret 50 accelereras och förflyttas till inuti det inre av den elastiska slangen 24, såsom visas i fig 3b. Under denna rörelse bildar volymen av medium inuti det ringformade utrymmet 30 och inuti röret 34 en eftergivlighet eller komplians, vars storlek beror på volymen i det ringformade utrymmet och röret 34. Denna komplians kan inställas genom att ändra volymen i röret 34, såsom beskrivs vidare nedan.

4) Vätskevolymen inuti röret 50 förflyttas till inuti den elastiska slangen 24, varigenom det ringformade utrymmet blir mindre och trycket inuti den ringformade kammaren 30 ökar allteftersom vätskan i röret 50 undantränger mediumet inuti den ringformade kammaren. Denna tryckökning kommer att adderas till den tryckökning som ursprungligen förorsakades av trögheten hos vätskan och resulterar i det faktum att topptrycket i den vänstra kammaren ökar, såsom i den normala kroppen. Det kommer att utvecklas en tryckskillnad från röret 34 till reservoaren 36, vilket resulterar i att mediumet strömmar från röret 34 via förträngningen 40 till reservoaren 36. Under detta flöde av medium genom förträngningen 40 bildas ett motstånd. Motståndet är inställbart genom inställning av öppningens storlek i förträngningsventilen 40.

5) Efter det att topptrycket har erhållits, kommer flödet av vätska inuti den elastiska slangen att decelereras och slutligen reverseras. När trycket inuti den ringformade kammaren 30 har sjunkit till det önskade diastoliska trycket som finns inuti reservoaren 36, förhindras en fortsatt sjunkning av trycket i det ringformade utrymmet 30 genom ett flöde av medium genom backventilen 38 in till röret 34 och till det ringformade utrymmet 30. Ett sådant flöde av medium kommer att inverka på den elastiska slangen mittemot öppningen 32 och förorsaka att den elastiska slangen dras samman mittemot öppningen 32 och förskjuter vätska till höger om öppningen vidare till höger och ut genom röret 52 och förskjuter vätska till vänster om öppningen åt vänster varigenom aortaklaffen stängs. Denna funktion visas i fig 3c.

6) Trycket i röret 50 är nu nära det önskade diastoliska trycket, vilket finns inuti reservoaren 36. Ett kranskärslflöde utvecklas, som är omkring 5 ml under diastole. Således bör flödesvolymen inuti den elastiska slangen till vänster om öppningen 32 vara större än den reverserade flödesvolymen som erfordras för att stänga aortaklaffen och kranskärslflödet under diastole för att tillhandahålla ett tillräckligt backflöde. Denna situation visas i fig 3d. Den

flödesvolym som behövs för att stänga aortaklaffen bör vara ett reverserat flöde på mindre än omkring 3 ml vätska, vilket motsvarar 6 mm rörelse till vänster i fig 3d (om diametern är omkring 25 mm). Kranskärslödet under diastole är omkring 5 ml, vilket motsvarar 10 mm rörelse till vänster i fig 3d. Efter diastole blir situationen åter den som visas i fig 3a.

- 5 Således bildar afterload-anordningen 20 en tröghet (induktans), en eftergivlighet eller komplians (kapacitans) och en resistans, som efterliknar tillståndet i en normal kropp och som är inställbara.

Eftersom alla parametrarna är inställbara kan samma afterload-anordning användas för den högra kammaren, varvid röret 50' är kopplat till lungartären istället för till aorta, såsom 10 visas i fig 2. I detta fallet är trycket inuti reservoaren istället inställt till exempelvis 10 mmHg, och resistansen är minskad jämfört med situationen på vänster sida.

Afterload-anordningen kan åskådliggöras som ett elektriskt schema där trögheten är en induktans, kompliansen är en kondensator och resistansen är ett elektriskt motstånd, se fig 3e.

Volymen av vätska i den vänstra kammaren och volymen av vätska i röret 50 bildar en 15 tröghetsbelastning motsvarande en induktans med en induktans L . Induktansen kan vara indelad i tre delar, en första induktans L_1 motsvarande efter-systole-volymen i den vänstra kammaren, såsom 75 ml, en andra induktans L_2 , motsvarande utmatningsfraktionen, såsom 50 ml och en tredje induktans motsvarande volymen hos förbindelseröret 50, såsom 15 ml. Före en systole är artärventilen anordnad mellan den andra och tredje induktansen. Efter systole är artärventilen 20 anordnad mellan den första och den andra induktansen.

Kompliansen innefattar en volym av medium i det ringformade utrymmet och kan motsvara en kapacitans C . Kapacitansen är också indelad i tre delar, en första kapacitans C_1 motsvarande volymen av medium inuti det ringformade utrymmet 30, en andra kapacitans motsvarande parasit-volymen hos sidoöppningen 32 och styrröret 34 och en tredje kapacitans 25 motsvarande en inställbar volym visad i fig 8a. De tre kapacitanserna C_1 , C_2 och C_3 är parallell-kopplade och är förbundna med en stor kapacitans C_4 via en resistor R och en diod D . Laddningen av den stora kapacitansen C_4 styrs till ett värde motsvarande ett önskat diastoliskt tryck P , såsom 80 mmHg. Storleken på den första kondensatorn C_1 ändras under systole. Om den maximala volymen av den ringformade kammaren, såsom visas i fig 3a, är omkring 75 ml, 30 och utmatningsfraktionen är 50 ml, kommer volymen av den ringformade kammaren att ändras mellan 75 ml, som visas i fig 3a och 25 ml som visas i fig 3b. Kondensatorn C_1 ändrar storlek i motsvarande grad. Den andra kondensatorn skall vara så liten som möjlig, såsom mindre än 5 ml. Om den tredje kondensatorn är inställd till ett värde på 20 ml kommer den totala volymen av medium-kammaren att vara 100 ml före systole och 50 ml under mitt-systole. Således 35 kommer trycket inuti den ringformade utrymmet och tillkopplade utrymmen att öka från 80 mmHg till ett värde som bestäms av den inställda resistansen och den kraft som hjärtat kan utveckla. Sedan kommer ett visst läckage av medium att ske från den första, andra och tredje kondensatorn till den fjärde kondensatorn via motståndet 40 motsvarande det elektriska

motståndet R, vilket bibehåller trycket vid till exempel under 120 mmHg under den följande rörelsen av utmatningsdelen. Genom att ställa in motståndet 40, kommer en större eller mindre del av mediumet att läcka till reservoaren, vilket resulterar i ett högre eller lägre maximalt tryck. Om hjärtat inte kan producera en tillräcklig kraft för att alstra det önskade trycket, till exempel 160 mmHg, kommer den utmatade fraktionen att minska och även topp-trycket. Det maximala trycket som kan uppnås är beroende av den kraft som hjärtat kan producera. Se vidare nedan i samband med fig 10.

Eftersom volymen av det ringformade utrymmet ändras i volym, kommer kompliansen att bli dynamisk och är större vid starten av systole och minskar mot slutet av systole. Således blir kompliansen "styvare" mot slutet av systole.

Volymen hos det ringformade utrymmet 30 bör vara tillräcklig för att huvudsakligen inrymma en utmatningsvolym från hjärtat, vilken kan vara omkring 50 ml. Således bör det ringformade utrymmet vara mellan 25 ml och 100 ml, såsom mellan 60 ml och 80 ml, till exempel 75 ml. Det ringformade utrymmet bör vara mellan 50% och 200% av en normal utmatningsfraktion. Vi antar att om det ringformade utrymmet är större än den maximala utmatningsfraktionen för hjärtat kan en bra funktion erhållas. Emellertid bör det ringformade utrymmet inte vara större än dubbla maximala utmatningsfraktionen.

Tröghetsbelastningen kan inställas genom att infoga ett förbindelseparti 50 som har en större eller mindre volym. Emellertid har praktiska experiment visat att volymen för förbindelsepartiet 50 skall vara liten, såsom 15 ml eller mindre. Emellertid kan en volym av upp till 50 ml vara önskvärd. Detta skall jämföras med volymen hos en aorta, som normalt är omkring 100 ml. Således skall volymen av förbindelsepartiet, eller snarare volymen av vätska från aortaklaffen till början av det ringformade utrymmet såsom visas i fig 3a, vara från 10% till 100% av aorta-volymen. Vi antar att om nämnda volym är mindre än aortavolymen kan en bra funktion erhållas.

I en annan utföringsform innefattar systemet en preload-anordning 60 som visas i fig 4. Preload-anordningen 60 är kopplad till den nedre hålvenen 5 för att mata vätska till det högra förmaket 7 och den högra kammaren 8. Vätskan skall matas vid ett lågt tryck på omkring 5 mmHg.

Preload-anordningen innefattar en huvudsakligen vertikal cylinder 62 av ett flexibelt men huvudsakligen icke-elastiskt material, som visas med streckade linjer i fig 4. Det flexibla materialet är tillräckligt flexibelt så att materialet kollapsar vid ett litet övertryck, såsom visas i den övre delen av cylindern i fig 4. Den nedre delen av cylindern är fylld med vätska, som spänner ut cylindern till dess normala diameter. Diametern hos cylindern är större än den normala diametern hos hålvenen, vilken normalt har en diameter av omkring 30 mm. Diameter hos cylindern i sin utspända diameter kan vara omkring 50 mm eller även större. Om diametern är 50 mm kommer vätskenivån att sänkas omkring 25 mm för en volym av 50 ml vilket är en normal fyllvolym för hjärtat under diastole. Höjden av vätskevolymen i den nedre delen av

cylindern bestämmer fyllningstrycket, som skall vara omkring 5 mmHg, vilket motsvarar en höjd av omkring 7 cm. Den totala höjden av cylindern skall vara väl över 7 cm, till exempel 14 cm eller även 20 cm.

5 Den nedre delen av cylindern 62 är förbunden med en fläns 65. Flänsen 65 är förbunden med ett förbindelserör 66, som är anordnat vid den nedre hålvenen 5.

10 Den övre delen av cylindern 62 innefattar ett cylindriskt hölje 70. Ett vätskeinloppsrör 71 är förbundet med sidan av det cylindriska höljet 70 och förskjutet från en radie av detta. Inloppsröret 71 är kopplat till en pump 72, som tillhandahåller vätska från en källa (ej visad). Således passerar vätska via pumpen 72 och inloppsröret 71 till det cylindriska höljet 70 som är förskjutet i förhållande till radien, varigenom inloppsvätskan strömmar i en cirkulär bana eller virvel inuti det cylindriska höljet. Slutligen strömmar vätskan ned i det cylindriska höljet och ned till den flexibla cylindern 62 som är förbunden därunder.

15 Ett avluftningsrör 73 är förbundet med mitten av det övre partiet av det cylindriska höljet 70. Såsom visas i fig 4 kommer det flexibla materialet i cylindern att kollapsa. Avluftningsfunktionen förklaras mer i detalj nedan. Eventuell luft inuti vätskan ansamlas vid mitten av virveln och sugas bort via avluftningsröret 73. Således är vätskan noggrant avluftad innan den passerar till den flexibla cylindern och vidare till hjärtats högra förmak. Detta är ett betydelsefullt särdrag eftersom eventuell luft i vätskan kan förorsaka mikrobubblor och störning av hjärtats funktion.

20 Det cylindriska höljet är uppburet på en önskad höjd medelst en bäranordning 74. Bäranordningen kan vara försedd med en belastningscell 75, såsom förklaras nedan.

25 Vätska matas med pumpen 72 med en konstant hastighet efter vad som önskas, till exempel 5 l/min, motsvarande 50 ml per hjärtslag vid en hjärtpuls på 100 slag per minut. Om vätskepelaren är omkring 70 mm kommer höger förmak och kammare att fyllas med en volym av 50 ml under en diastole-fas, vilken är omkring 70% av hjärtcykeln. Således kommer vätskenivån i vätskepelaren 64 att minska med omkring 15 mm under fyllningsfasen. Under systole-fasen sker inget inflöde av vätska till det högra förmaket (men ett litet omvänt flöde). Således kommer vätskepelaren 64 åter att öka till starthöjden på omkring 70 mm. Således kommer vätskepelaren att oscillera mellan 55 och 70 mm. Om pumpen inställs till en lägre flödes hastighet av till exempel 4 l/min kommer nivån i vätskepelaren 64 att minska. Detta resulterar i att det högra förmaket fylls till en mindre grad med vätska. Samtidigt kommer hjärtpulsen att automatiskt minska för att ställa in hjärtat på en lägre flödes hastighet. Nu kommer vätskepelaren 64 att stabilisera sig vid en lägre nivå, till exempel mellan 50 mm och 60 mm. Det motsatta händer om vätskehastigheten ökas till exempelvis 6 l/min.

35 Om hjärtat erfar ett förmaks- eller kammar-fibrillerings-tillstånd, där det högra förmaket och/eller kammaren inte sammandrar sig på ett korrekt sätt, kommer fyllningen av det högra förmaket och den högra kammaren att försämrast. Om vätskepumpen 72 arbetar med en hög hastighet av till exempel 5 l/min kommer det övre flexibla cylinderpartiet 63 att fyllas

med vätska på ett fåtal sekunder och därigenom öka fylltrycket på högra förmaket. Emellertid kommer vikten hos den flexibla cylindern att öka när vätskepelaren 64 ökar i storlek. En sådan viktökning kan avkännas av belastningscellen 75. Belastningscellen 75 kan förorsaka att en dator stoppar eller retarderar pumpen 72 och initierar en visuell och/eller ljud-alarmsignal för att tilldra uppmärksamhet till situationen.

Preload-anordningen 60 har visats i fig 4 ansluten till det högra förmaket. Dessutom eller alternativt kan en annan preload-anordning vara kopplad till det vänstra förmaket.

Fig 5 visar en första utföringsform av ett komplett system 100 enligt en utföringsform av uppfinningen. Samma hänvisningssiffror har använts för samma komponenter som i de föregående figurerna. Hjärtat 1 är anordnat i en behållare 102 med en bottenvägg 104, som är perforerad. En vätska är anordnad vid behållaren 102 botten såsom anges med en vätskenivå 106. En vänster-pump 108 för den vänstra cirkulationskretsen är anordnad till höger om behållaren 102 och är kopplat till behållarens botten för att mata ut vätska från behållaren. Den vänster-pumpen matar vätskan till en oxygenator 110, där vätskan syresätts. Från oxygenatorn passerar vätskan till en omkopplingsventil 112, som under en "pumpfas" visad med heldragna linjer matar vätska till det övre cylindriska höljet 114 hos en vänster preload-anordning 116. Den vänstra preload-anordningen 116 är uppbyggt av en vänster belastningscell 118. Det cylindriska höljet är anordnat huvudsakligen vertikalt och är vid botten förbundet med pulmonarisvenen 6 via ett förbindelserör 120. Under diastole tillföres vätska till det vänstra förmaket 11 och den vänstra kammaren 12. Under systole sammandrar sig hjärtat och utmatar vätska från den vänstra kammaren 12 genom aortaklaffen 14 och aorta 2 till ett inloppsrör 122 hos en afterload-anordning 124. Utloppet 126 hos afterload-anordningen är kopplat till botten av behållaren 102 för att göra fullständigt den vänstra cirkulationskretsen. Kopplingen mellan komponenterna är anordnade med rör av lämpliga dimensioner, normalt med en inre diameter av omkring 25 mm.

Omkopplingsventilen 112 kan inställas till den alternativa positionen som visas med streckade linjer, där vätskan passerar från ventilen 112 direkt till utloppsröret 122, som är kopplat till aorta, för retrograd-cirkulation av vätska via aortan till kranskärlen, som är anordnade strax ovanför aortaklaffen. Denna alternativa position används under uppstartning av systemet och när hjärtat inte pumpar på ett riktigt sätt. Ventilen kan omkopplas manuellt mellan positionerna men kan alternativt manövreras elektroniskt så att den kan styras automatiskt av datorn i systemet.

Det högra cirkulationssystemet kan ha liknande komponenter även om oxygenatorn och omkopplingsventilen inte ingår i det högra cirkulationssystemet. En höger pump 138 för den högra cirkulationskretsen är anordnad till vänster om behållaren 102 och är kopplad till botten av behållaren för att dra vätska från behållaren. Den högra pumpen driver vätskan till det övre cylindriska höljet 144 hos en höger preload-anordning 146. Den högra preload-anordningen 146 är uppbyggt av en höger belastningscell 148. Det cylindriska höljet 144 är

anordnat huvudsakligen vertikalt och är vid botten kopplad till den nedre hålvenen 5 via ett förbindelserör 150. Under diastole inmatas vätska till det högra förmaket 7 och den högra kammaren 8. Under systole sammandrar sig hjärtat och utmatar vätska från den högra kammaren 8 genom pulmonarisklaffen 10 och lungartären 3 till ett inloppsrör 152 hos en
5 afterload-anordning 154. Utloppet 156 hos afterload-anordningen är kopplat till botten av behållaren 102 för att sluta den högra cirkulationskretsen. Kopplingen mellan komponenterna är anordnat med rör av en lämplig dimension, normalt med en inre diameter av omkring 25 mm.

Den vänstra pumpen 108 och den högra pumpen 138 är inställbara oberoende av varandra till en önskad flödes hastighet, till exempel omkring 4 till 6 l/min. Flödes hastigheterna
10 behöver inte vara desamma eftersom de två kretsarna är mer eller mindre oberoende av varandra, varvid beroendet innebär att kamrarna hos hjärtat slår samtidigt.

Fig 6 visar en annan utföringsform av cirkulationssystemet. Cirkulationssystemet är liknande utföringsformen enligt fig 5. Emellertid är utloppsröret 126 hos afterload-anordningen 124 hos den vänstra cirkulationskretsen försedd med en kollapserbar anordning 128, som
15 etablerar atmosfärstryck omedelbart efter utloppet 126 för att undvika att ett sugtryck utvecklas vid utloppet 126. Den kollapserbara anordningen 128 är huvudsakligen likadan som preload-anordningen 146 men virvelinloppet kan vara inbegripet eller utelämnat, varvid det sistnämnda visas i fig 6 och innefattar ett flexibelt rör 130 som har en definierad yttre diameter, men kan kollapsa till en mindre diameter. Bottenutloppet från den kollapserbara anordningen 126 är
20 kopplat direkt till inloppet hos pumpen 108, varvid en sluten vänster hjärtcirkulationskrets bildas. Ett separat rör 132, som är fäst vid botten av den kollapserbara anordningen är kopplat till reservoaren 102 för att tillföra extra vätska för att kompensera för kranskärslödet, som lämnar den vänstra cirkulationskretsen. Vätskan som är syresatt av oxygenatorn återförs inte till behållaren 102 utan behålls i den vänstra cirkulationskretsen. Kranskärslödet passerar
25 huvudsakligen från aortaroten omedelbart ovanför aortaklaffen till det högra förmaket.

Ett liknande arrangemang är utfört i den högra cirkulationskretsen medelst en kollapserbar anordning 134 kopplad till utloppet 156. Bottenutloppet från den kollapserbara anordningen 134 är kopplat direkt till inloppet för pumpen 138 varvid en sluten höger hjärtcirkulationskrets erhålls. Ett separat rör 136 fäst vid botten av den kollapserbara
30 anordningen 134 är kopplat till reservoaren 102 för att avlägsna vätska för kompensering av kranskärslödet, vilket mottages av den högra cirkulationskretsen. Blodet i den högra cirkulationsflödet är inte syresatt, vilket är tydligt synligt genom de transparenta rören i det högra cirkulationssystemet.

Således motsvarar flödena i rören 132 och 136 kranskärslödet. Genom att mäta flödet
35 i dessa två rör och medelvärdesbilda flödes hastigheterna kan kranskärslödet mätas. Kranskärslödet är normalt omkring 5% av det vänstra cirkulationsflödet. Emellertid motsvarar också flödet i rören 132 och 136 eventuellt läckage i respektive kretsar.

Fig 6 innefattar också en ventil 133, som kan inställas så att vätska passerar till utloppet 122 för retrograd-flöde eller att vätska passerar till preload-anordningen, såsom visas i fig 6. Ventilen 133 kan också inställas så att flödet från pumpen passerar bägge vägarna under en kort tid för att avlägsna eventuell luft under uppstarten av systemet. På detta sättet kan en mjuk omkopplingen från retrograd till normalt flöde utföras. Ventilen kan vara driven.

Fig 7a visar en ytterligare utföringsform av systemet, där avluftningssystemet visat i fig 4 förklaras ytterligare. Ett avluftningsrör 162 sträcker sig hela vägen ned inuti det flexibla cylinderpartiet 63 till intill kopplingsröret 150 till det högra förmaket hos hjärtat. Botten av avluftningsröret 162 är öppen såsom anges vid 164. Dessutom är avluftningsröret 162 försett med öppningar 166 åtminstone mitt emot virvelpartiet där vätska tillförs till anordningen. Ytterligare öppningar kan vara anordnade utmed längden av avluftningsröret 162. Se fig 7b. Avluftningsröret 162 är kopplat till en pump 168 som pumpar en blandning av luft och vätska till reservoaren 102 via ett rör 170. En annan pump 172 pumpar en lika stor mängd vätska från reservoaren 102 till det högra cirkulationssystemet, till exempel till förbindelseröret 150 så nära det högra förmaket som möjligt via ett rör 174. Röret 174 kan mynna i andra positioner i det högra cirkulationssystemet, såsom intill virvelanordningen, såsom visas i fig 7b. De två pumparna är sammanbundna så att de pumpar samma mängd vätska såsom antydes av linjerna 176. Detta kan uppnås genom att anordna slangarna 170 och 174 i samma peristaltiska pump i lämpliga riktningar. Den första pumpen 168 avlägsnar eventuell luft inuti det flexibla cylinderpartiet 63 och dessutom viss mängd vätska. Emellertid, kommer varje volym som avlägsnas av den första pumpen 168 att ersättas av samma volym eller mängd som adderas av den andra pumpen 172. Således tillförsäkras att ingen luft inkommer i det högra förmaket under funktionen. I vissa utföringsformer är avluftningssystemet endast inkluderat i det vänstra cirkulationssystemet.

Fig 7a visar också en annan utföringsform av det flexibla cylinderpartiet 63. Det flexibla cylinderpartiet 180 är omgivet av en stel cylinder 182 som är perforerad. Den perforerade cylindern 182 är omgiven av en slutna cylinder 184. Således bildas ett slutet och variabelt utrymme 187 mellan den slutna cylindern 184 och det flexibla partiet 180. En tryckmätare 186 är kopplad till det slutna utrymmet. Dessutom är det slutna utrymmet förbundet med atmosfären via en förträngning 188. Under normal funktion, när det är huvudsakligen konstant flöde i anordningen kommer trycket inuti det slutna utrymmet att vara detsamma som atmosfärstrycket. Om emellertid hjärtat slutar att fungera som det skall, till exempel på grund av fibrillering, kommer vätska snabbt att ansamlas i den flexibla cylindern och uppblåser den flexibla cylindern. Detta förorsakar en ökning av trycket inuti det slutna utrymmet 187, som kan utlösa ett alarm och förorsaka att pumpen minskar flödet. Om den felaktiga funktionen hos hjärtat var temporär kommer vätskenivån att återgå till den normala nivån och funktionen kan fortsätta. Detta avkänns också av tryckmätaren, som kan ange för systemet eller en dator att normal funktion kan återupptagas. En ytterligare säkerhet uppnås

eftersom den flexibla cylindern 180 inte kommer att uppblåsas alltför mycket och hjärtat kommer inte att utsättas för stora förmakstryck.

Fig 7b visar en annan utföringsform där utloppet från pumpen 172 passerar via en slang 163 inuti det inre av slangen 162 till botten av preload-anordningen. Ett stigrör 165 är anordnat förbundet med utloppet 150 så att trycket inuti utloppet 150 förorsakar att vätskan i stigröret stiger till en nivå motsvarande trycket i utloppet 150. En skala 169 är anordnad för avläsning av trycket i exempelvis cm vattenpelare. En elektronisk sensor 171 kan vara anordnad utmed stigröret för att avkänna och indikera vattenpelarens nivå. Om trycket blir alltför stort, kommer stigröret att flöda över till reservoaren belägen därunder.

De två cirkulationssystemen startas upp i följande steg, med hänvisning till fig 5. I ett första steg omkopplas ventilen 112 till den alternativa positionen visad med streckade linjer och ett litet flöde initieras, varvid hjärtat förses med ett retrograd-flöde vid ett mycket lågt tryck. Trycket kan vara så lågt att inget verkligt flöde sker i kranskärnen. Afterload-anordningen 124 har inget tryck i det ringformade utrymmet, vilket resulterar i att vätska strömmar i retrograd riktning in i afterload-anordningen 124 och undantränger all luft inuti afterload-anordningen. Avluftsanordningen hos preload-anordningen 116 i den vänstra cirkulationskretsen aktiveras och avlägsnar luft inuti preload-anordningen 116 och fyller preload-anordningen 116 med vätska medelst pumparna 168 och 172 som visas i fig 7. Det finns en ytterligare avluftsangslang 127 (se fig 6) intill utloppet 126 från afterload-anordningen, vilken kan vara kopplad till en pump för avlägsning av luft. Samma avluftpump kan användas i följd för den vänstra kretsen och den högra kretsen.

Samma sekvens kan utföras för det högra cirkulationssystemet, nu eller senare.

Vätskepumpen 108 ökar hastigheten så att syresatt vätska passerar i retrograd riktning till kranskärnen. Sedan defibrilleras hjärtat varefter omkopplaren 112 förflyttas till den normala positionen som visas med heldragna linjer. Därvid startar hjärtat att fungera och hastigheten för pumpen 108 ökas tills önskad eller normal funktion erhållits. Därefter kan pumpen 138 för det högra cirkulationssystemet initieras.

I en annan utföringsform av afterload-anordningen, kan det stela röret vara försett med ett medium-utlopp intill utloppet för vätskeflödet och ett medie-inlopp intill inloppet för vätskeflödet, såsom visas i fig 8a. Det stela röret 322 är försett med en första öppning 332 huvudsakligen vid mitten. Den första öppningen mynnar i ett utrymme 334, vars storlek är inställbart. Detta utrymme motsvarar kondensatorn C3 nämnd ovan. Dessutom är det stela röret 322 försett med en andra öppning 342 till höger i fig 8a, som innefattar en förträngning 340 liknande förträngningen 40 beskriven i fig 2. Det stela röret 322 är vidare försett med en tredje öppning 352, som innefattar en back-ventil 338 liknande backventilen 38 i fig 2. Backventilen 338 och förträngningen 340 är anordnade mycket nära det stela röret 322, så att utrymmet mellan det stela röret och förträngningen 340 och backflödesventilen 338 är så små som möjliga. Dessa kombinerade utrymmen motsvarar den parasitiska kondensatorn C2 nämnd

tidigare. I denna utföringsform kan den parasitiska volymen vara så liten som 1 ml vid varje öppning. Således kan den kombinerade kapacitansen och kompliansen eller eftergivligheten hos systemet inställas med volymen 334 i kombination med det ringformade utrymmet 330.

Förträngningen 340 och backventilen 338 är kopplade till ett stort utrymme eller reservoar 336, som är mycket större än det ringformade utrymmet, till exempel mer än 10 gånger större.

Funktionen är liknande den som beskrevs ovan i samband med fig 3a till 3d. Emellertid sker utflödet av medium från det ringformade utrymmet till reservoaren via förträngningen nu vid den högra sidan av det ringformade utrymmet, vilket innebär att den flexibla slangen är mindre benägen att förhindra eller inverka på en sådant flöde. Dessutom sker flödet av medium tillbaka från reservoaren till det ringformade utrymmet vid den vänstra sidan av det ringformade utrymmet, vilket resulterar i en önskad uppdelning av vätskan vid en position mitt emot den vänstra öppningen 352, vilket kommer att förbättra funktionen. Den inre ytan av det stela röret 322 kan vara försedd med räfflor som förhindrar bildning av fickor med inneslutet medium.

Fig 8d visar att två afterload-anordningar kan vara anordnade i serie, varvid varje afterload-anordning kan inställas till olika komplians och motstånd. Tre eller fler afterload-anordningar kan vara anordnade i serie.

Såsom visas i fig 8b finns det en risk att den vänstra delen av den flexibla slangen buktar utåt till vänster under slutet av diastole, på grund av flödet i retrograd riktning av vätskan in i kranskärnen. Om detta sker finns risk att vätskan vid starten av nästa systole inte kommer att kunna öppna det ringformade utrymmet och inkomma inuti det ringformade utrymmet och strömma till vänster i fig 8b. Detta faktum kan ses som en reflektion av en tryckvåg som kommer från kammaren och träffar en akustisk impedansändring eller gradient. Tryckvågen kommer att reflekteras tillbaka till kammaren och åstadkomma en icke önskad tryckbelastning. Sådan funktion kan ses på kammar-tryck-kurvan som en tryckstörning strax efter öppningen av aortaklaffen. En sådan störning är större vid högre flöden och tryck.

Ett liknande problem finns vid den högra sidan av det ringformade utrymmet såsom visas i fig 8c. Emellertid verkar problemet vara mindre vid det lägre trycket på den högra sidan av hjärtat.

För att motverka en sådan icke-önskad funktion kan det stela röret 322 vara försett med flänsar eller vingar som förhindrar den icke-önskade utbuktningen av den ringformade slangen vid den vänstra änden och/eller den högra änden. Sådana vingar visas i utföringsformen som återges i fig 9.

Fig 9 visar en annan utformning av afterload-anordningen enligt en ytterligare utföringsform.

Afterload-anordningen 400 innefattar en central, huvudsakligen cylindrisk kropp 422. Kroppen är något konisk varvid den inre ytan bildar en vinkel av omkring 5 grader i relation till symmetri-axeln 412. Inloppsöppningen till vänster har en diameter av omkring 25 mm och diametern vid det största tvärsnittet är omkring 35 mm. Från den största diametern vid mitten

minskar tvärsnittsdiаметern till omkring 30 mm vid det högra utloppet. Den totala längden är omkring 100 mm. Detta ger en total inre volym av omkring 75 ml. En elastisk slang 424 är anordnad så att ett slutet ringformat utrymme 430 bildas mellan den inre ytan och den cylindriska kroppen 422 och den elastiska slangen 424.

- 5 Tätningen bildas av ett förbindelseparti 450 till vänster och ett förbindelseparti 470 till höger. Den inre ytan 452 hos det vänstra förbindelsepartiet 450 är anordnat i linje med den inre ytan av det cylindriska partiet och är en förlängning till vänster av den cylindriska kroppens inre yta. På liknande sätt är den inre ytan 472 hos det vänstra förbindelsepartiet 470 anordnad i linje med den inre ytan hos det cylindriska partiet och är en förlängning till höger av den
10 cylindriska kroppens inre yta. Förlängningen är normalt så kort som möjligt, till exempel 10 till 15 mm.

- Såsom visas i fig 9 är den elastiska slangen vikt över ändarna på den cylindriska kroppen och inklämda mellan kanten av det cylindriska partiet och respektive förbindelseparti. En klämma 454 förbinder det vänstra förbindelsepartiet 450 med den cylindriska kroppen 422.
15 Klämman kan innefatta en viss eftergivlighet så att förbindelsepartiet 450 trycks åt vänster i relation till den cylindriska kroppen. Liknande klämmor kan vara anordnade för att sammanbinda de andra partierna hos afterload-anordningen.

- Det vänstra förbindelsepartiet 450 innefattar flera vingar 456. I den visade utföringsformen finns åtta vingar anordnade periferiellt. De yttre ytorna 458 av vingarna bildar
20 en konisk yta, som är intermittent. Den elastiska slangen är anordnad att anligga mot denna yttre koniska yta när det inte finns något mottryck från en vätska, såsom visas i fig 9. Således förhindrar vingarna den elastiska slangen från att utbucka till vänster, såsom visas i fig 8b. Likaledes är det högra förbindelsepartiet 470 försett med åtta vingar som bildar en yttre konisk yta för att uppbära den elastiska slangen 424 vid den högra sidan.

- 25 Det vänstra förbindelsepartiet är försett med en öppning 460 för tillförsel av vätska till det vänstra förbindelsepartiet under retrograd perfusion av aorta, såsom beskrivits i samband med fig 5 och 6. Det högra förbindelsepartiet 470 kan vara försett med en liknande öppning (ej visad) för avlägsning av luft under uppstartningsproceduren och också under funktionen om ackumulering av luft skulle ske.

- 30 Det vänstra förbindelsepartiet 450 innefattar en fläns 462 för förbindelse med ett inloppsrör 464, som är kopplat till pulmonalisartären 3 eller aorta 2. Inloppsröret har en inre yta, som är anordnad i linje med den inre ytan av förbindelsepartiet 450 så att ingen diskontinuitet bildas för vätskeflödet. Den inre ytan av inloppsröret 464 kan vara något konisk med en vinkel av 5 grader. För hjärtan med en aorta med mindre diameter (kvinnor eller barn)
35 är längden av inloppsröret 464 inställbar så att aorta passar i inloppsröret 464. Alternativt kan en afterload-anordning för barn användas med mindre dimensioner.

Det högra förbindelsepartiet 470 innefattar en fläns 474 för förbindelse med ett utloppsrör 476 såsom beskrivs nedan.

I mitten av den cylindriska kroppen 422 finns det anordnat en öppning 42 för förbindelse av det ringformade utrymmet 430 till reservoaren via förträngningen och backventilen, såsom beskrivits i samband med fig 2. Öppningen kan vara anordnad på vilken som helst plats utmed den cylindriska kroppen 422, till exempel omkring 70% av längden från vänster ände, såsom visas i fig 9. Alternativt kan det finnas två öppningar, såsom beskrivits i samband med fig 8a, en omkring 30% från den vänstra änden (för backflöde) och en omkring 30% från den högra änden (för motståndet). Även andra öppningar kan vara anordnade för förbindelse till det inställbara utrymmet visat i fig 8a.

Tröghetsbelastningen på hjärtats kammare kan inställas genom att införa en eller flera ringar mellan det vänstra förbindelsepartiet 450 och inloppsröret 464. Sådana ringar kommer att öka massan av vätska från aortaklaffen till starten av den elastiska slangen 424, vilket definierar tröghetsbelastningen (eller induktansen) hos kammaren. Ett annat sätt att öka tröghetsbelastningen på kammaren är att använda en tyngre gas såsom medium, såsom koldioxid.

Volymen hos den ringformade kammaren 430 kan vara ungefär lika med eller större än utmatningsfraktionen för kammaren. Om det ringformade utrymmet är mindre än utmatningsfraktionen, kan det bildas en flödesbana rätt genom den cylindriska kroppen och det ringformade utrymmet vid slutet av systole, dvs det finns ingen del av den elastiska slangen som kontaktar den andra vid mitten av den cylindriska kroppen. Sådana direkta flödesbanor behöver inte vara skadliga om de sker endast under en kort del av hjärtcykeln.

I själva verket är den förklaring av flödet som givits under hänvisning till fig 3a till 3d något förenklad och idealiserad, medan flödet i realiteten är mer stokastisk.

Emellertid förväntas att afterload-anordningen kommer att fungera mer tillförlitligt om volymen hos det ringformade utrymmet är större än utmatningsfraktionen. Eftersom utmatningsfraktionen är varierande, borde det ringformade utrymmet vara större än omkring 140% av en normal utmatningsfraktion. Sådant normal utmatningsfraktion kan vara utmatningsfraktionen hos ett hjärta som fungerar med 5 l/min vid ett diastoliskt tryck på 80 mmHg och ett systoliskt tryck på 120 mmHg. För ett mänskligt hjärta är den normala utmatningsfraktionen ofta definierad som 50 ml. Således bör det ringformade utrymmet vara större än 70 ml. För att använda samma anordning för vilket som helst mänskligt hjärta, kan det ringformade utrymmet vara utformat att vara 75 ml eller åtminstone mellan 60 ml och 150 ml.

Det ringformade utrymmet 430 är kopplat till ett inställbart utrymme 334, såsom beskrivits i fig 8a. I samband med de parasitiska utrymmena i rören och öppningarna kan den totala volymen inuti det ringformade utrymmet och det inställbara utrymmet och de parasitiska utrymmena vara inställbart från omkring 75 ml och upp till omkring 200 ml, om den maximala volymen hos det inställbara utrymmet är omkring 110 ml. Genom att inställa det inställbara utrymmet kan kompliansen (kapacitansen) hos det ringformade utrymmet vara inställbart. Således kan inverkan av kompliansen på hjärtats kammare studeras.

Vätskan i kammaren och i utrymmet från aortaklaffen och upp till den vänstra änden av den elastiska slangen eller röret kommer att bilda vätsketröghetskroppen ($L1 + L2 + L3$), vilken samverkar med kompliansen med en tidskonstant. Funktionen hos denna tröghetskropp kan studeras stegvis genom att insätta ringar, såsom angivits ovan och därigenom stegvis öka andelen av tröghets-vätskekroppen efter aortaklaffen ($L3$).

Det ringformade utrymmet 430 är kopplat till en stor reservoar av medium via en förträngnings-anordning (resistans). Således kan inverkan av en sådan motstånd på hjärtat och kammaren studeras genom att variera motståndet.

Den stora reservoaren är försedd med medium vid ett tryck, som simulerar det diastoliska trycket. Genom att variera trycket i reservoaren, kan hjärtat utsättas för olika diastoliska tryck.

Samma afterload-anordning kan vara anordnad vid den vänstra kammare och vid den högra kammaren, eftersom afterload-anordningen är inställbar till de tillstånd som råder vid den högra hjärtskretsen.

Alla tryck kan övervakas och mätas av tryckmätare infogade vid lämpliga positioner, såsom i kammaren, kort efter aortaklaffen och pulmonalklaffen, i det ringformade utrymmet, i förmaken och i preload-anordningen. Optiska fibrer kan vara anordnade för att visualisera funktionen inuti hjärtat. Temperaturer kan mätas vid olika platser, etc. Sådana mätare och sensorer visas inte på ritningarna eftersom sådana är välkända för fackmannen. Exempel ges i det tidigare patentet US7045279B1 nämnt ovan och visat i fig 1.

Tryckkurvor för trycken i den vänstra kammaren och trycket inuti det ringformade utrymmet visas i fig 10. Det diastoliska trycket är inställt till 60 mmHg och ett systoliskt tryck på 100 mmHg erhålls genom inställning av förträngningen. Flödet är 6 l/min.

Det vänstra kammartrycket visas med heldragen kurva LVP och trycket i det ringformade utrymmet visas med kurvan AP.

Vid tidpunkt I startar en systolisk iso-volymetrisk kontraktion.

Vid tidpunkt II överstiger trycket i den vänstra kammaren det diastoliska trycket och aortaklaffen öppnar. Trycket i det ringformade utrymmet stiger. Den ovan nämnda vätsketröghetskroppen ($L1 + L2 + L3$) accelererar nu med ett värde som bestäms av skillnaden mellan LVP- och AP-kurvorna. Ett sådant accelerationstryck anges vid A i fig 10. Kontraktionskraften hos hjärtat ökar fortare än ökningen av trycket i den ringformade kammaren AP. Således accelereras vätskekroppen över tiden. Efter en stund upphör hjärtmuskeln att sammandra sig och kammartrycket når ett maximum. Emellertid har vätskan fortfarande en rörelse till höger i den ringformade kammaren och trycket i den ringformade kammaren ökar ytterligare under en kort tid.

Efter tidpunkten III sjunker det vänstra kammartrycket LVP till under det ringformade kammartrycket AP, varvid vätskekroppen börjar decelereras. Decelerations-hastigheten är beroende på skillnaden mellan trycket i den ringformade kammaren och kammartrycket.

Vid tidpunkten IV har vätskekroppen decelererats till hastigheten noll, vilket resulterar i stängning av aortaklaffen och en snabb minskning av vänstra kammarens tryck till diastolefasen. Den ringformade kammaren har fortfarande ett tryck som är högre än det diastoliska trycket, förmodligen beroende på det faktum att volymen av vätska inuti den ringformade kammaren uppdelas i två delar, en till vänster som bildar antegrad-flödet till kranskärlet och en till höger för att avge vätska till höger om afterload-anordningen. Under denna tid passerar backventilen medium från reservoaren till den ringformade kammaren.

Inverkan av kompliansen och motståndet på vätskekroppen kan studeras genom inställning av de olika parametrarna. Om kompliansen ökas kommer lutningen på kurvan AP att bli mindre, åtminstone vid starten av systole.

Om motståndet minskas kommer lutningen av kurvan AP vid slutet av period III att bli mindre, vilket normalt innebär att toppen LVP kommer att bli mindre. Om emellertid motståndet ökas kan kraften hos hjärtat vara otillräcklig för att accelerera vätskekroppen, vilket resulterar i en mindre utmatningsfraktion.

Stängningstiden från topptrycket till stängningen av aortaklaffen är beroende av tidskonstanten för vätskekroppens tröghet och komplians. Om kompliansen är liten kommer tiden att bli större, vilket kan vara lämpligt vid den högra kretsen (pulmonaliskretsen). Om kompliansen är större (styvare) blir stängningstiden kortare. Det noteras att kompliansen vid starten av systole är större än vid slutet av systole, eftersom det ringformade utrymmet plus det inställbara utrymmet minskar under systole.

Ytterligare intressanta egenskaper vid systole-funktionen kan studeras i stor detalj genom inställning av de olika parametrarna.

Diastole-funktionen kan studeras genom att ställa in egenskaperna för preload-anordningen. Särskilt kan fyllningstrycket studeras genom att studera höjden av vattenpelaren i preload-cylindern. Eftersom aortaklaffen är stängd, kommer afterload-anordningen inte att inverka i någon särskild grad på diastolefunktionen.

Fig 11 är en datorritning på afterload-anordningen visad i fig 9.

Fig 12 är en dator-ritning över det högra förbindelsepartiet 470 i perspektiv och visar vingarna. Dessutom visas en central plugg 478, som förhindrar flöde genom det centrala partiet och det ringformade utrymmet tills den elastiska slangen eller röret har förflyttats från den koniska ytan av vingarna.

Fig 13 är en dator-ritning av den övre delen av preload-anordningen 70 visad i fig 4.

I en annan utföringsform av afterload-anordningen kan backventilen utelämnas. Backflöde av medium sker i denna utföringsform via förträngningen. I denna utföringsform kan det diastoliska trycket vara mindre väldefinierat. Emellertid kommer det diastoliska sluttrycket, dvs trycket i aortaroten precis före diastole, att minska allteftersom hjärtutmatningen minskar och allteftersom det systoliska trycket minskar, vilket kan vara mer liknande hjärtats funktion i den mänskliga kroppen.

I en utföringsform, kan det finnas ytterligare en förträngning i backventilens flödesparti, som begränsar backflödet. Om backflödesförträngningen ställs på ett maximum erhålls den situation som beskrivits i föregående stycke.

I en ytterligare utföringsform av preload-anordningen kan den slang 162 som beskrivs under hänvisning till fig 7 ersättas av en dubbel-lumen-kateter som har ett inre hålrum för återföring av vätska till botten av katetern (via pump 172) och ett yttre hålrum försett med flera öppningar utmed sin längd för att avlägsna luft och vätska från omgivningen (via pump 168). Genom en sådan dubbel-lumen-kateter kan en fyllning av afterload-anordningen före användningen lätt uppnås och luft avlägsnas under funktionen.

Afterload-anordningen kan oavsiktligt fyllas med vätska om hjärtat blir fibrillerat, vilket borde resultera i ett alarm eller annan funktion via lastcellen 74, som beskrivs i fig 4. Samma funktion som lastcellen kan uppnås med andra anordningar, såsom en optisk sensor eller en kapacitiv sensor, som avkänner vätskenivån inuti afterload-anordningen.

Vätskan som används vid utvärdering av hjärtat kan vara någon lämplig vätska som har vatten som bas. En lämplig vätska är modifierad Krebb's lösning med tillsatta ämnen såsom: albumin, ett annat onkotiskt medel, hormoner etc. Ett annat exempel på en lämplig vätska beskrivs i WO2009136838A1. Det är också möjligt att använda autologt blod, eller en blod-ersättnings-lösning.

Det medium som används för att alstra mottrycket bör ha en täthet, som är flera gånger lägre än vatten, vilket normalt innebär en gas. Dessutom är en gas kompressibel, vilket kommer att åstadkomma den önskade kompliansen. Således bör mediumet vara en gas. Gasen kan vara normal luft eller kvävgas eller koldioxid-gas. Eftersom gasen kan läcka genom den elastiska slangen till vätskan som passerar till hjärtat, bör eventuell gas som är skadlig för hjärtat undvikas.

Evalueringen och utvärderingen av hjärtat sker utanför kroppen, dvs ex-vivo. Emellertid kan en liknande simulering ske inuti kroppen, medan hjärtat är temporärt urkopplat från kroppens cirkulation.

Att utsätta det arbetande hjärtat för olika temperatur-tillstånd kan utvärderas genom att ställa in temperaturen hos vätskan till hjärtat och temperaturen på den omgivande atmosfären hos hjärtat.

PATENTKRAV

1. En anordning för att bilda en återload till ett isolerat slående hjärta under undersökning av detta, innefattande:

en första slang (50) för förbindelse med aortan (2) eller pulmonalisartären (3) hos hjärtat (1) och en andra slang (66, 120, 150) för förbindelse med vänster förmak (11) eller höger förmak (7) för att passera en vätska till och från hjärtat;

en cylindrisk stel kropp (22) och en elastisk slang (24) kopplad till den första slangen och anordnad inuti den cylindriska stela kroppen för att bilda ett ringformat utrymme (30) mellan nämnda cylindriska stela kropp och nämnda elastiska slang,

en reservoar (36) för att tillhandahålla ett tryckmedium vid ett förutbestämt tryck inuti det ringformade utrymmet för att uppblåsa det ringformade utrymmet så att det normalt huvudsakligen utfyller den cylindriska stela kroppen och huvudsakligen förhindrar flöde därigenom,

en förträngningsanordning (40) för att förbinda reservoiren med det ringformade utrymmet,

kännetecknad av att

en backströmnings-anordning (38) är kopplad parallellt med nämnda förträngningsanordning, varvid flödet av medium från det ringformade utrymmet till reservoiren sker via nämnda förträngningsanordning medan flödet från reservoiren till det ringformade utrymmet sker huvudsakligen via nämnda backströmnings-anordning varvid nämnda medium har väsentligt lägre täthet jämfört med vätskan i hjärtat.

2. Anordningen enligt krav 1, varvid vätska tillhandahållet av hjärtat under systole via den första slangen (50) förskjuter nämnda medium inuti nämnda ringformade utrymme (30) via förträngningsanordningen (40) till reservoiren, varvid ett motstånd bildas mot vätskeflödet under systole och ett flöde i retrograd riktning bildas under diastole för att åstadkomma kranskärlsflöde,

3. Anordningen enligt krav 1 eller 2, varvid nämnda ringformade utrymme (330) och ytterligare förbundna utrymmen (334, 342, 352) före förträngningsanordningen (340) bildar ett utrymme som har en förutbestämd volym och bildar en komplanskammare för vätskeflödet under systole.

4. Anordningen enligt krav 3, varvid ett inställbart utrymme (334) är förbundet med nämnda ringformade utrymme för att bilda en inställbar komplans.

Göran Asketorp 2015-12-14 11:59

Borttagen: efterbelastning

Göran Asketorp 2015-12-14 11:53

Borttagen: cylindriska

Göran Asketorp 2015-12-14 12:00

Borttagen: strömning

Göran Asketorp 2015-12-14 12:00

Borttagen: strömning

Göran Asketorp 2015-12-14 12:00

Borttagen: strömning

Göran Asketorp 2015-12-14 11:57

Borttagen: en resistans

Göran Asketorp 2015-12-14 12:18

Borttagen: strömningen

Göran Asketorp 2015-12-14 12:01

Borttagen: strömning

Göran Asketorp 2015-12-14 12:01

Borttagen:

34

Göran Asketorp 2015-12-14 12:01

Formaterad: Indrag:Första raden: 0 cm

Göran Asketorp 2015-12-14 12:01

Borttagen: 4

Göran Asketorp 2015-12-14 12:01

Borttagen: 2

Göran Asketorp 2015-12-14 12:01

Borttagen: 3

Göran Asketorp 2015-12-14 12:02

Borttagen: strömningen

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 5

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 4

5, Anordningen enligt något av föregående krav, varvid nämnda reservoir (36) är försedd med medium vid ett tryck som motsvarar ett önskat diastoliskt tryck, vilket tryck är inställbart genom förbindelse med en tryckkälla (46).

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 6

5 6, Anordningen enligt något av föregående krav, varvid nämnda medium är en gas, såsom luft, kvävgas, koldioxidgas eller ånga.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 7

10 7, Anordningen enligt något av föregående krav, vidare innefattande en anordning för preload kopplad före den andra slangen (66), och innefattande ett flexibelt och kollapserbart cylindriskt rör (62), som är anordnat huvudsakligen vertikalt och som fylls med vätska med en önskad flödes hastighet, varvid en vätskepelare bildas vid botten av det kollapserbara cylindriska röret och varvid röret (63) ovanför vätskepelaren är kollapsat, varvid atmosfärstryck alstras ovanför vätskepelaren, varigenom ett förutbestämt belastningstryck tillhandahålls för att fylla förmaket.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 8

Göran Asketorp 2015-12-14 12:02

Borttagen: för-belastnings-

Göran Asketorp 2015-12-14 12:03

Borttagen: strömnings

15 8, Anordningen enligt krav 7, vidare innefattande en sensor (74, 75) för att mäta om den kollapserbara cylindern är fylld med vätska över en förutbestämd nivå, och för att indikera ett alarmtillstånd vid sådan alltför stor fyllning.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 9

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 8

20 9, Anordningen enligt krav 8, varvid nämnda sensor är en belastningscell (74, 75), en visuell indikator-sensor eller en kapacitiv indikator-sensor.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 10

Göran Asketorp 2015-12-14 12:07

Borttagen: 9

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 1

25 10, Anordningen enligt krav 7, 8, eller 9, vidare innefattande en avluftnings-anordning (73) för att avlägsna eventuell luft inuti det kollapserbara röret.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 8

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 9

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 10

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 2

11, Anordningen enligt något av kraven 7 till 10, vidare innefattande en pump (72) för att utmata vätska till nämnda anordning för preload och för att avlägsna vätska från nämnda anordning för afterload.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 8

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 1

30 12, Anordningen enligt något av föregående krav, vidare innefattande en ventil (112) för att omkoppla mellan en perfusion i retrograd riktning av aorta och en normal perfusion av aorta.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:04

Borttagen: för-belastnings-

Göran Asketorp 2015-12-14 12:05

Borttagen: efter-belastnings-

35 13, Anordningen enligt något av föregående krav, vidare innefattande vingar (456) anordnade intill ett inlopp av det ringformade utrymmet för att hålla dess inlopp öppet.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 3

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 4

14, Anordning enligt något av föregående krav, vidare innefattande vingar anordnade intill ett utlopp för det ringformade utrymmet för att hålla dess utlopp öppet.

Göran Asketorp 2015-12-14 12:08

Borttagen: 5

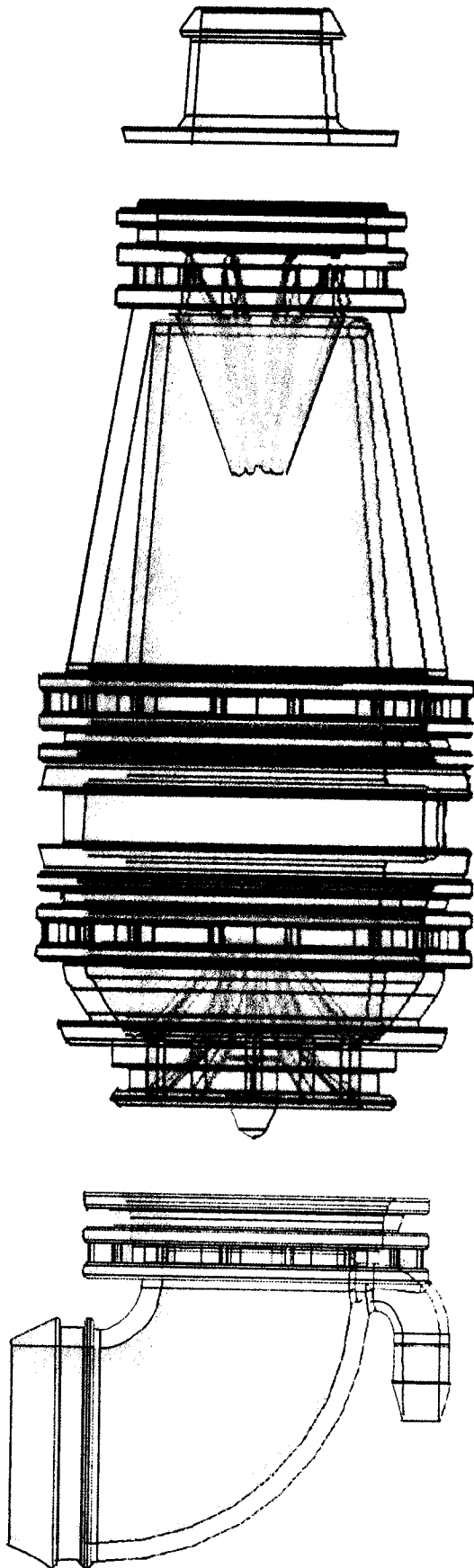


Fig. 11

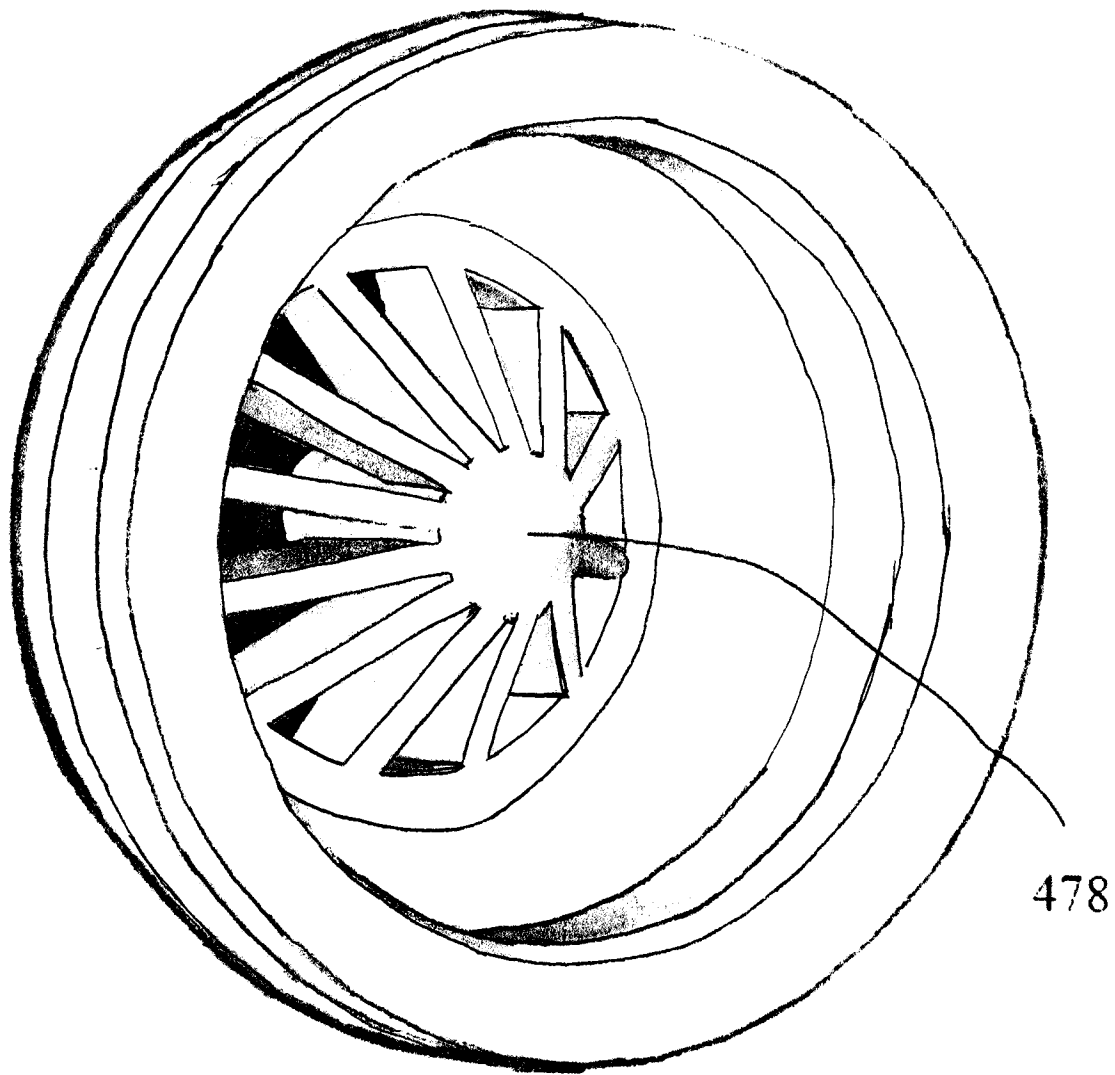


Fig. 12

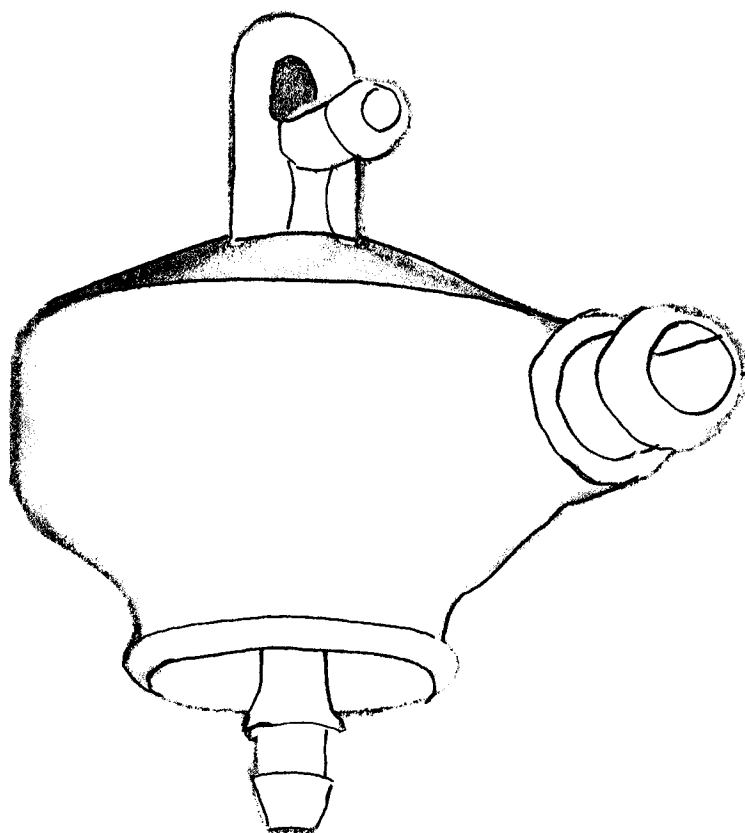
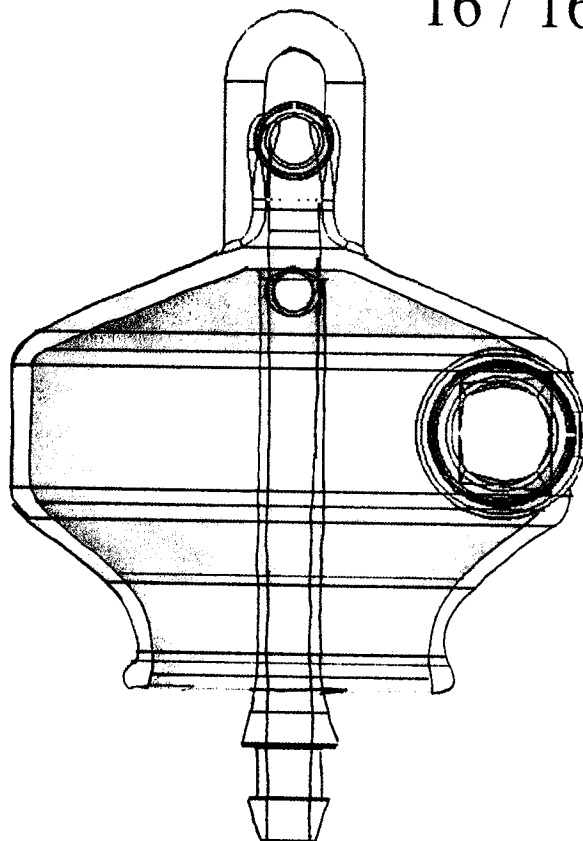


Fig. 13