



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0100935
(43) 공개일자 2022년07월18일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/15 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/150946 (2013.01)
A61B 5/15003 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2022-7020007</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2020년11월03일
심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2022년06월13일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/US2020/058742</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2021/096733
국제공개일자 2021년05월20일</p> <p>(30) 우선권주장
62/934,960 2019년11월13일 미국(US)
17/086,982 2020년11월02일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
백톤 디킨슨 앤드 컴퍼니
미국, 뉴저지 07417-1880, 프랭클린 레이크스, 1
백톤 드라이브</p> <p>(72) 발명자
버크홀츠 조나단 칼
미국 유타 84108 솔트 레이크 시티 사우스 와사치
드라이브 1971</p> <p>셰리치 메건
미국 유타 84102 솔트 레이크 시티 이스트 500 사
우스 921 유닛 비
(뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인
리엔목특허법인</p> |
|---|--|

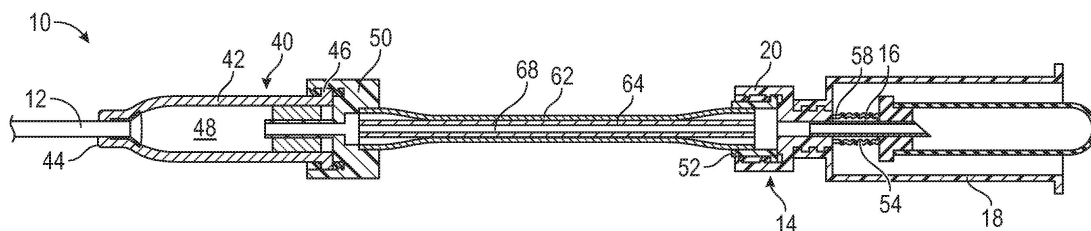
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 자동 압력 관리 기능을 가진 혈액 수집 시스템 및 관련 방법

(57) 요약

혈액 수집 시스템(blood collection system)(10)은 바늘 조립체(14)를 포함할 수 있으며, 이 바늘 조립체는 진공 혈액 수집 튜브(evacuated blood collection tube)를 수용하도록 구성된 바늘을 포함할 수 있다. 상기 혈액 수집 시스템(10)은 튜브를 포함할 수 있으며, 이 튜브는 근위 단부와 원위 단부를 포함할 수 있다. 상기 근위 단부는 상기 바늘 조립체(14)에 결합될 수 있다. 상기 튜브는 제1 유동 채널(66)과 제2 유동 채널(68)을 포함할 수 있다. 상기 제1 유동 채널(66)은 상기 제2 유동 채널(68)보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/150221 (2013.01)

(72) 발명자

블랜차드 커티스 에이치.

미국 유타 84096 리버턴 사우스 마운트 오그덴 피크 드라이브 14156

왕 빈

미국 유타 84070 샌디 이스트 실버 월로우 드라이브 233

명세서

청구범위

청구항 1

혈액 수집 시스템(blood collection system)으로서:

진공 혈액 수집 튜브(evacuated blood collection tube)를 수용하도록 구성된 바늘을 포함하는 바늘 조립체; 및
원위 단부와, 상기 바늘 조립체에 결합되는 근위 단부를 포함하는 튜브;를 포함하며,

상기 튜브는 제1 유동 채널과 제2 유동 채널을 포함하고, 상기 제1 유동 채널은 상기 제2 유동 채널보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성되는, 혈액 수집 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 유동 채널의 유체 저항은 상기 제2 유동 채널의 유체 저항보다 작은, 혈액 수집 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제1 유동 채널은 제1 벽과 공유 벽(shared wall)에 의해 형성되고, 상기 제2 유동 채널은 제2 벽과 상기 공유 벽에 의해 형성되며, 상기 제1 벽은 상기 제2 벽보다 더 낮은 듀로미터(durometer)를 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제2 유동 채널은 상기 튜브의 원위 단부로부터 상기 튜브의 근위 단부까지 연장되는 보어 구멍(bore hole)을 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 바늘 조립체에 결합되는 혈액 수집 튜브 홀더를 더 포함하며, 상기 혈액 수집 튜브 홀더는 상기 바늘을 둘러싸는, 혈액 수집 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

카테터 조립체를 더 포함하며, 상기 카테터 조립체는:

카테터 어댑터로서, 상기 카테터 어댑터는 원위 단부, 근위 단부, 및 상기 카테터 어댑터의 원위 단부와 상기 카테터 어댑터의 근위 단부를 통해 연장되는 루멘(lumen)을 포함하고, 상기 튜브의 원위 단부는 상기 카테터 어댑터에 결합되는, 카테터 어댑터; 및

상기 카테터 어댑터의 원위 단부로부터 원위쪽으로 연장되는 카테터;를 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 튜브의 원위 단부에 결합된 수형 루어 어댑터(male luer adapter) 및 상기 튜브의 근위 단부에 결합된 암형 루어 어댑터(female luer adapter)를 더 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 8

혈액 수집 시스템으로서:

진공 혈액 수집 튜브를 수용하도록 구성된 바늘을 포함하는 바늘 조립체;

원위 단부와, 상기 바늘 조립체에 결합되는 근위 단부를 포함하는 외부 튜브; 및

상기 외부 튜브 내부에 배치된 내부 튜브;를 포함하며,

상기 외부 튜브의 내경은 내부 튜브의 외경보다 크고, 제1 유동 채널은 상기 외부 튜브와 내부 튜브 사이에서 연장되며, 제2 유동 채널은 상기 제1 유동 채널을 통해 연장되고, 상기 제1 유동 채널은 상기 제2 유동 채널과는 상이한 압력 차이에서 붕괴되도록 구성되는, 혈액 수집 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 외부 튜브는 상기 내부 튜브보다 더 낮은 듀로미터를 포함하며, 상기 제1 유동 채널은 상기 제2 유동 채널보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성되고, 상기 더 낮은 압력 차이에서, 상기 외부 튜브는 상기 내부 튜브와 접촉하여 상기 제1 유동 채널의 적어도 부분을 폐쇄하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 외부 튜브는 상기 내부 튜브보다 더 큰 듀로미터를 포함하며, 상기 제2 유동 채널은 상기 제1 유동 채널보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성되는, 혈액 수집 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 내부 튜브의 원위 단부는 덕빌 밸브(duck bill valve)를 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 12

제8항에 있어서,

상기 바늘 조립체에 결합된 혈액 수집 튜브 홀더를 더 포함하며, 상기 혈액 수집 튜브 홀더는 상기 바늘을 둘러싸는, 혈액 수집 시스템.

청구항 13

제8항에 있어서,

카테터 조립체를 더 포함하며, 상기 카테터 조립체는:

카테터 어댑터로서, 상기 카테터 어댑터는 원위 단부, 근위 단부, 및 상기 카테터 어댑터의 원위 단부와 상기 카테터 어댑터의 근위 단부를 통해 연장되는 루멘(lumen)을 포함하고, 상기 튜브의 원위 단부는 상기 카테터 어댑터에 결합되는, 카테터 어댑터; 및

상기 카테터 어댑터의 원위 단부로부터 원위쪽으로 연장되는 카테터;를 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 14

제8항에 있어서,

상기 튜브의 원위 단부에 결합된 수형 루어 어댑터 및 상기 튜브의 근위 단부에 결합된 암형 루어 어댑터를 더 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 15

혈액 수집 시스템으로서:

진공 혈액 수집 튜브를 수용하도록 구성된 바늘을 포함하는 바늘 조립체; 및

원위 단부와, 상기 바늘 조립체에 결합되는 근위 단부를 포함하는 튜브;를 포함하며,

상기 튜브는 하나 이하의 유동 채널을 포함하고, 상기 튜브의 내측 표면은 다수의 리브들(ribs) 또는 다수의 슬롯들을 포함하며, 미리 결정된 압력 차이에 응답하여, 상기 다수의 슬롯들은 폐쇄되고 상기 유동 채널은 개방된 상태로 유지되는, 혈액 수집 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 튜브의 내측 표면은 다수의 리브들(ribs)을 포함하며, 상기 다수의 리브들은 상기 튜브의 길이를 따라서 연장되고 상기 내측 표면의 원주 둘레로 일반적으로 균일하게 이격되는, 혈액 수집 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 튜브의 내측 표면은 다수의 슬롯들을 포함하며, 상기 다수의 슬롯들은 상기 유동 채널의 일반적으로 원통형 부분으로부터 바깥쪽으로 연장되고, 미리 결정된 압력 차이에 응답하여, 상기 유동 채널의 일반적으로 원통형 부분은 개방된 상태로 유지되는, 혈액 수집 시스템.

청구항 18

제15항에 있어서,

상기 바늘 조립체에 결합된 혈액 수집 튜브 홀더를 더 포함하며, 상기 혈액 수집 튜브 홀더는 상기 바늘을 둘러싸는, 혈액 수집 시스템.

청구항 19

제15항에 있어서,

카테터 조립체를 더 포함하며, 상기 카테터 조립체는:

카테터 어댑터로서, 상기 카테터 어댑터는 원위 단부, 근위 단부, 및 상기 카테터 어댑터의 원위 단부와 상기 카테터 어댑터의 근위 단부를 통해 연장되는 루멘(lumen)을 포함하고, 상기 튜브의 원위 단부는 상기 카테터 어댑터에 결합되는, 카테터 어댑터; 및

상기 카테터 어댑터의 원위 단부로부터 원위쪽으로 연장되는 카테터;를 포함하는, 혈액 수집 시스템.

청구항 20

제15항에 있어서,

상기 튜브의 원위 단부에 결합된 수형 루어 어댑터 및 상기 튜브의 근위 단부에 결합된 암형 루어 어댑터를 더 포함하는, 혈액 수집 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 자동 압력 관리 기능을 가진 혈액 수집 시스템(blood collection system) 및 관련 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 정맥내 카테터들은 다양한 주입 요법을 위해 일반적으로 사용된다. 예를 들어, 정맥내 카테터들은 생리 식염수, 다양한 약물들, 및 전체 비경구용 영양제와 같은 유체들을 환자에게 주입하는 데 사용할 수 있다. 정맥내 카테터들은 환자로부터 혈액을 채취하는 데 사용될 수도 있다.

[0003] 정맥내 카테터의 일반적인 유형들은 말초 IV 카테터("PIVC"), 말초 삽입 중심 카테터("PICC"), 및 미드라인 카

테터이다. 정맥내 카테터는 "오버 더 니들(over-the needle)" 카테터를 포함할 수 있으며, 이는 날카로운 원위 팁을 가진 바늘 위에 장착될 수 있다. 날카로운 원위 팁은 환자의 피부와 혈관계를 관통하는 데 사용될 수 있다. 혈관계 내부에 정맥내 카테터의 삽입은 바늘에 의한 혈관계의 관통에 뒤따를 수 있다. 바늘과 정맥내 카테터는 일반적으로 바늘의 경사면이 위로 향하고 환자의 피부로부터 외면하게 한 상태로 피부를 통해 얇은 각도로 환자의 혈관계 내부로 삽입된다.

[0004] 혈관계 내에 유도 바늘 및/또는 정맥내 카테터의 적절한 배치를 확인하기 위해, 사용자는 일반적으로 사용자에게 보일 수 있는 혈액의 플래시백(flashback)이 있는지 확인한다. 몇몇 예들에서, 유도 바늘은 유도 바늘의 원위 단부를 향해 배치된 노치를 포함할 수 있으며, 유도 바늘의 원위 팁이 혈관계 내에 배치되는 것에 응답하여, 혈액은 바늘 루멘을 통해 근위쪽으로 흐를 수 있고, 노치를 통해 바늘 루멘을 빠져나갈 수 있으며, 그 다음에 유도 바늘의 외측 표면과 정맥내 카테터의 내측 표면 사이에서 근위쪽으로 이동할 수 있다.

[0005] 따라서, 정맥내 카테터가 적어도 부분적으로 투명한 경우, 사용자는 소량의 혈액의 "플래시백"의 적은 양을 시각화하여 혈관계 내부에 정맥내 카테터의 배치를 확인할 수 있다. 플래시백과 같은 혈관계 입장 표시기의 존재는 정맥내 카테터의 성공적인 배치를 용이하게 할 수 있다. 혈관계 내부에 유도 바늘의 배치가 확인된 때, 사용자는 혈관계 내의 흐름을 일시적으로 차단하고 유도 바늘을 회수하여, 향후 혈액 채취 및/또는 유체 주입을 위해 정맥내 카테터를 제자리에 남겨둘 수 있다.

[0006] 혈액 채취를 위해, 진공 혈액 수집 튜브가 사용될 수 있다. 진공 혈액 수집 튜브는 일단부에 고무 마개를 가진 테스트 튜브를 포함한다. 진공 혈액 수집 튜브는 테스트 튜브로부터 공기의 전부 또는 일부를 제거하여 진공 혈액 수집 튜브 내부의 압력이 주변 압력보다 낮다. 이러한 진공 혈액 수집 튜브는 종종 내부 진공 또는 진공 튜브라고 지칭된다. 일반적으로 사용되는 진공 혈액 수집 튜브는 Becton, Dickinson & Company로부터 입수 가능한 VACUTAINER® 혈액 수집 튜브이다.

[0007] 환자로부터 혈액 샘플을 수집하기 위해, 어댑터가 바늘 또는 정맥내 카테터에 결합된다. 어댑터는 진공 혈액 수집 튜브의 고무 마개를 관통하는 추가 바늘을 포함한다. 고무 마개가 관통된 때, 정맥 내의 압력이 진공 혈액 수집 튜브 내의 압력보다 더 높아서 혈액을 진공 혈액 수집 튜브 내부로 밀어 넣으며, 이에 따라 진공 혈액 수집 튜브를 혈액으로 채운다. 진공 혈액 수집 튜브 내의 압력이 정맥 내의 압력과 동등하게 될 때까지 진공 혈액 수집 튜브가 채워짐에 따라 진공 혈액 수집 튜브 내부의 진공은 감소하며, 혈액의 흐름은 멈춘다.

[0008] 불행하게도, 진공 혈액 수집 튜브 내부로 혈액이 유입됨에 따라, 적혈구는 높은 전단 응력 상태에 있으며 정맥과 진공 혈액 수집 튜브 사이의 높은 초기 압력차이로 인해 용혈되기 쉽다. 용혈(hemolysis)은 혈액 샘플의 거칠 및 폐기를 초래할 수 있다. 높은 초기 압력 차이는 또한 카테터 팁 붕괴, 정맥 붕괴, 또는 혈액이 진공 혈액 수집 튜브를 채우는 것을 방지하거나 제한하는 다른 합병증을 초래할 수 있다.

[0009] 여기에서 청구된 주제는 임의의 단점들을 해결하거나 위에서 설명된 것과 같은 환경에서만 작동하는 실시예들로 제한되지 않는다. 오히려, 이 배경은 여기에서 설명된 몇몇 구현예들이 실시될 수 있는 하나의 예시적인 기술 영역을 설명하기 위해 제공된다.

발명의 내용

[0010] 본 발명은 일반적으로 자동 압력 관리 기능을 가진 혈액 수집 시스템(blood collection system), 및 관련 장치들과 방법들에 관한 것이다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 카테터와 진공 혈액 수집 튜브(evacuated blood collection tube)의 유체 경로를 제공할 수 있으며, 상기 유체 경로는 환자의 정맥과 진공 혈액 수집 튜브 사이의 압력 차이에 응답하는 내경을 가진다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템에 진공 혈액 수집 튜브의 결합에 응답하여, 압력 차이의 급등이 발생할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등에 응답하여, 상기 유체 경로의 부분의 내경이 감소할 수 있으며, 이는 유체 경로의 유체 저항을 증가시키고 혈액 수집 시스템 내부로의 혈액의 흐름을 느리게 할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 감소된 혈액의 흐름은 용혈의 위험을 감소시킬 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 감소된 혈액의 흐름은 또한 정맥 및/또는 카테터의 붕괴의 위험을 감소시킬 수 있다.

[0011] 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 혈액으로 채워짐에 따라, 진공 혈액 수집 튜브 내부의 진공이 감소할 수 있고, 진공 혈액 수집 튜브와 정맥 사이의 압력 차이가 감소할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 감소된 압력 차이는 유체 경로의 부분의 내경의 증가를 초래할 수 있으며, 이는 유체 저항을 감소시키고 혈액 수집 시스템(10) 내부로의 혈액의 유량을 증가시킬 수 있다. 따라서, 압력 차이의 감소에도 불구하고, 진공 혈액 수집 튜브

는 여전히 빠르게 채워질 수 있다.

- [0012] 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 바늘 조립체를 포함할 수 있으며, 상기 바늘 조립체는 진공 혈액 수집 튜브를 수용하도록 구성된 바늘을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 혈액 수집 튜브 홀더를 포함할 수 있으며, 이는 상기 바늘 조립체에 결합되어 상기 바늘을 둘러쌀 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 원위 단부와 근위 단부를 포함하는 튜브를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 근위 단부는 상기 바늘 조립체에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 튜브는 제1 유동 채널과 제2 유동 채널을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템의 유체 경로는 상기 제1 유동 채널과 제2 유동 채널을 포함할 수 있다.
- [0013] 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널은 제2 유동 채널보다 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널은 진공 혈액 수집 튜브와 환자의 정맥 사이의 압력 차이의 급등에 응답하여 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제2 유동 채널은 압력 차이의 급등에 응답하여 붕괴되지 않을 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널은 개방 상태로 유지되지만 제1 유동 채널이 붕괴되기 때문에, 상기 내경은 감소할 수 있지만 유체 경로는 개방 상태로 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 혈액으로 채워짐에 따라, 제1 유동 채널이 개방되어 혈액의 유량이 증가할 수 있다.
- [0014] 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널의 유체 저항은 제2 유동 채널의 유체 저항보다 작을 수 있다. 이 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널의 크기 또는 직경이 제2 유동 채널의 크기 또는 직경보다 클 수 있기 때문에, 제1 유동 채널의 유체 저항은 제2 유동 채널의 유체 저항보다 작을 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널은 제1 벽과 공유 벽(shared wall)에 의해 형성될 수 있으며, 상기 공유벽은 제1 유동 채널과 제2 유동 채널 사이에서 공유될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제2 유동 채널은 제2 벽과 상기 공유 벽에 의해 형성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 벽은 상기 제2 벽보다 더 낮은 듀로미터(durometer)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제2 유동 채널은 보어 구멍(bore hole)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 보어 구멍은 상기 튜브의 원위 단부로부터 상기 튜브의 근위 단부까지 연장될 수 있다.
- [0015] 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 카테터 조립체를 포함할 수 있습니다. 몇몇 실시예들에서, 상기 카테터 조립체는 카테터 어댑터를 포함할 수 있으며, 이 카테터 어댑터는 원위 단부, 근위 단부, 및 상기 카테터 어댑터의 원위 단부와 상기 카테터 어댑터의 근위 단부를 통해 연장되는 루멘(lumen)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 튜브의 원위 단부는 상기 카테터 어댑터에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 카테터 조립체는 상기 카테터 어댑터의 원위 단부로부터 원위쪽으로 연장되는 카테터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 상기 튜브의 원위 단부에 결합된 수형 루어 어댑터(male luer adapter) 및 상기 튜브의 근위 단부에 결합된 암형 루어 어댑터(female luer adapter)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 카테터 조립체는 바늘 세트에 대체될 수 있으며, 이 바늘 세트는 상기 튜브의 원위 단부에 결합될 수 있다.
- [0016] 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 외부 튜브와 내부 튜브를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 외부 튜브의 내경은 내부 튜브의 외경보다 클 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 다른 제1 유동 채널과 다른 제2 유동 채널을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 다른 제1 유동 채널은 상기 외부 튜브와 내부 튜브 사이에서 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 다른 제2 유동 채널은 상기 내부 튜브를 통해 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 다른 제1 유동 채널은 다른 제2 유동 채널과 상이한 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다.
- [0017] 몇몇 실시예들에서, 상기 외부 튜브는 상기 내부 튜브보다 더 낮은 듀로미터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 다른 제1 유동 채널은 다른 제2 유동 채널보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 더 낮은 압력 차이에서, 상기 외부 튜브는 상기 내부 튜브와 접촉하여 상기 제1 유동 채널의 적어도 부분을 폐쇄할 수 있다.
- [0018] 몇몇 실시예들에서, 상기 외부 튜브는 상기 내부 튜브보다 더 큰 듀로미터를 포함할 수 있다. 이 실시예 및 다른 실시예들에서, 다른 제2 유동 채널은 다른 제1 유동 채널보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 내부 튜브의 원위 단부는 덕빌 밸브(duck bill valve)를 포함할 수 있다.
- [0019] 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템은 다른 튜브를 포함할 수 있으며, 이는 하나 이하의 유동 채널을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 다른 튜브의 내측 표면은 하나 이상의 리브들(ribs) 또는 하나 이상의 슬롯들을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등에 응답하여, 상기 슬롯들은 폐쇄될 수 있고,

상기 유동 채널은 개방된 상태로 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이가 미리 결정된 수준에 도달한 때 상기 슬롯들이 폐쇄되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 리브들은 상기 다른 튜브의 길이를 따라서 연장될 수 있고 상기 내측 표면의 원주 둘레로 일반적으로 균일하게 이격될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 슬롯들은 상기 유동 채널의 일반적으로 원통형 부분으로부터 바깥쪽으로 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등 및 미리 결정된 수준에 도달한 압력 차이에 응답하여, 상기 유동 채널의 일반적으로 원통형 부분은 개방된 상태로 유지될 수 있다.

[0020] 전술한 전반적인 설명 및 다음의 상세한 설명 모두는 예들이고 설명하기 위한 것이며 청구된 바와 같이 본 발명을 제한하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 다양한 실시예들은 도면들에 도시된 구성 및 수단으로 제한되지 않는다는 것을 이해해야 한다. 또한, 실시예들은 결합될 수 있거나, 또는 다른 실시예들이 이용될 수 있으며, 그렇게 청구되지 않는 한, 구조적 변경들이 본 발명의 다양한 실시예들의 범위를 벗어나지 않고 이루어질 수 있음을 이해해야 한다. 따라서, 이하의 상세한 설명은 제한적인 의미로 받아들여서는 안 된다.

도면의 간단한 설명

[0021] 예시적인 실시예들이 첨부된 도면들의 사용을 통해 추가적으로 구체적이고 상세하게 서술되고 설명될 것이다:

도 1a는 몇몇 실시예들에 따른, 예시적인 혈액 수집 시스템의 상부 사시도이며;

도 1b는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 1B-1B 선을 따른 단면도이며;

도 1c는 몇몇 실시예들에 따른, 예시적인 튜브의 확대 단면도이며;

도 1d는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 2a는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 1B-1B 선을 따른 다른 단면도이며;

도 2b는 몇몇 실시예들에 따른, 다른 예시적인 튜브의 확대 단면도이며;

도 2c는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 2d는 몇몇 실시예들에 따른, 폐쇄 단부들을 가지는 예시적인 유동 채널을 도시한, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 3a는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 1B-1B 선을 따른 다른 단면도이며;

도 3b는 몇몇 실시예들에 따른, 다른 예시적인 튜브의 확대 단면도이며;

도 3c는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 3d는 몇몇 실시예들에 따른, 혈액 수집 시스템에 결합된 예시적인 진공 혈액 수집 튜브를 도시한, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 3e는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 4a는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 1B-1B 선을 따른 다른 단면도이며;

도 4b는 몇몇 실시예들에 따른, 다른 예시적인 튜브의 확대 단면도이며;

도 4c는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 4d는 몇몇 실시예들에 따른, 혈액 수집 시스템에 결합된 진공 혈액 수집 튜브를 도시한, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 5a는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 1B-1B 선을 따른 다른 단면도이며;

도 5b는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 6a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 6b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 6a의 튜브의 단면도이며;

도 7a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 7b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 7a의 튜브의 단면도이며;

도 8a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 8b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 8a의 튜브의 단면도이며;

도 9a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 9b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 9a의 튜브의 단면도이며;

도 10a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 10b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 10a의 튜브의 단면도이며;

도 11a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 11b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 11a의 튜브의 단면도이며;

도 12a는 몇몇 실시예들에 따른, 도 1a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 12b는 몇몇 실시예들에 따른, 혈액 수집 시스템에 결합된 진공 혈액 수집 튜브를 도시한, 도 12a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 12c는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 다른 예시적인 튜브의 단면도이며;

도 12d는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 12c의 튜브의 단면도이며;

도 13a는 몇몇 실시예들에 따른, 다른 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 13b는 몇몇 실시예들에 따른, 혈액 수집 시스템에 결합된 진공 혈액수집 튜브를 도시한, 도 13a의 혈액 수집 시스템의 다른 단면도이며;

도 14는 몇몇 실시예들에 따른, 도 13a의 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 15a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 도 13a의 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 15b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 15a의 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 16a는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이에서 도 13a의 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 16b는 몇몇 실시예들에 따른, 제1 압력 차이보다 높은 제2 압력 차이에서 도 16a의 혈액 수집 시스템의 단면도이며;

도 17은 몇몇 실시예들에 따른, 도 13a의 혈액 수집 시스템의 단면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 이제, 도 1a-1d를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 혈액 수집 시스템(blood collection system)(10)은 카테터(12)와 진공 혈액 수집 튜브 사이에 유체 경로를 제공할 수 있으며, 상기 유체 경로는 진공 혈액 수집 튜브와 환자의 정맥 사이의 압력 차이에 응답하는 내경을 가진다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템(10)에 진공 혈액 수집 튜브의 결합에 응답하여, 압력 차이의 급등이 발생할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등에 응답하여, 유체 경로의 부분의 내경이 감소할 수 있으며, 이는 유체 경로의 유체 저항을 증가시키고 혈액 수집 시스템(10) 내부로의 혈액의 흐름을 느리게 할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 감소된 혈액의 흐름은 용혈의 위험을 감소시킬 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 감소된 혈액의 흐름은 또한 정맥 및/또는 카테터의 붕괴의 위험을 감소시킬 수 있다.

[0023] 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브는 진공 혈액 수집 튜브 내부의 압력이 주변 압력 또는 대기압보다 낮도록 비워질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 진공 혈액 수집 튜브는 임의의 적합한 진공 혈액 수집 튜브를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 혈액으로 채워짐에 따라, 진공 혈액 수집 튜브 내부의 진공이 감소할 수 있고, 진공 혈액 수집 튜브와 정맥 사이의 압력 차이가 감소할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 감소된 압력 차이는 유체 경로의 부분의 내경의 증가를 초래할 수 있으며, 이는 유체 저항을 감소시키고 혈액 수집 시스템(10) 내부로의 혈액의 유량을 증가시킬 수 있다. 따라서, 압력 차이의 감소에도 불구하고, 진공 혈액 수집 튜브는 여전히 빠르게 채워질 수 있다.

[0024] 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템(10)은 바늘 조립체(14)를 포함할 수 있으며, 이는 진공 혈액 수집

튜브를 수용하도록 구성된 바늘(16)을 포함할 수 있다(예를 들어, 도 3d 참조). 몇몇 실시예들에서, 상기 바늘 조립체(14)는 하나 이상의 나사산들을 포함할 수 있으며, 이 나사산들은 일반적으로 원통형일 수 있는 혈액 수집 튜브 홀더(18)에 결합되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 튜브 홀더(18)는 바늘(16)을 둘러쌀 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 바늘 조립체(14)는, 예를 들어, Becton, Dickinson & Company로부터 입수 가능한 VACUTAINER® LUER-LOK™ ACCESS DEVICE와 같은 루어 락 접근 장치(luer lock access device)를 포함할 수 있다.

[0025] 몇몇 실시예들에서, 상기 바늘 조립체(14)는 루어 어댑터(20)를 포함할 수 있으며, 이는 루어 락 또는 루어 슬립 커넥터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 루어 어댑터(20)는 수형(male) 또는 암형(female) 루어 커넥터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 바늘(16)은 루어 어댑터(20)로부터 근위쪽으로 연장될 수 있다.

[0026] 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템(10)은 튜브(22)를 포함할 수 있으며, 이 튜브는 원위 단부(24)와 근위 단부(26)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 근위 단부(26)는 바늘 조립체(14), 예를 들어, 바늘 조립체(14)의 루어 어댑터(20)에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 튜브(22)는 제1 유동 채널(28)과 제2 유동 채널(30)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템(10)의 유체 경로는 상기 제1 유동 채널(28)과 제2 유동 채널(30)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 튜브(22)는 우레탄(폴리우레탄 포함), 고무, 폴리염화비닐(PVC), 실리콘, 폴리에틸렌(저밀도 및 고밀도), 나일론, 플루오로폴리머, 폴리프로필렌, 아크릴로니트릴-부타디엔 스티렌(ABS), 폴리카보네이트, 아크릴, 등으로 구성될 수 있다.

[0027] 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널(28)은 제2 유동 채널(30)보다 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 붕괴(collapsing)는 실패 또는 동굴로 인한 특정 유동 채널을 형성하는 둘레 벽의 결함 또는 함몰로 인한 특정 유동 채널의 부분적인 또는 완전한 차단을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널(28)은 진공 혈액 수집 튜브와 환자의 정맥 사이의 압력 차이의 급등에 응답하여 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)이 붕괴될 때, 제1 유동 채널은 부분적으로 또는 완전히 차단될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제2 유동 채널(30)은 압력 차이의 급등에 응답하여 붕괴되지 않을 수 있으며, 제2 유동 채널(30)의 직경은 동일하게 유지될 수 있다. 다른 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은 압력 차이의 급등에 응답하여 부분적으로 붕괴될 수 있다. 다른 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은 압력 차이의 급등에 응답하여 제1 유동 채널(28)보다 덜 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은 개방 상태로 유지되지만 제1 유동 채널이 붕괴되기 때문에, 유체 경로의 부분의 내경은 감소할 수 있지만 유체 경로는 개방 상태로 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 혈액으로 채워지고 압력 차이가 감소함에 따라, 제1 유동 채널(28)이 개방되어 혈액의 유량이 증가할 수 있다.

[0028] 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)의 유체 저항은 제2 유동 채널의 유체 저항보다 작을 수 있다. 이 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)의 크기 또는 직경이 제2 유동 채널의 크기 또는 직경보다 클 수 있기 때문에, 제1 유동 채널(28)의 유체 저항은 제2 유동 채널(30)의 유체 저항보다 작을 수 있다.

[0029] 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)은 제1 벽(32) 및 공유 벽(34)에 의해 형성될 수 있으며, 상기 공유 벽은 제1 유동 채널(28)과 제2 유동 채널(30) 사이에서 공유될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 공유 벽(34)은 제1 유동 채널(28)과 제2 유동 채널(30) 사이에 배치된 튜브(22)의 임의의 부분을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은 제2 벽(36)과 공유 벽(34)에 의해 형성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 벽(32)은 제2 벽(36) 및/또는 공유 벽(34)보다 낮은 듀로미터(durometer)를 포함할 수 있다.

[0030] 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은, 예를 들어 도 1b-1d에 도시된 바와 같이, 보어 구멍(bore hole)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 보어 구멍은 튜브(22)의 원위 단부(24)로부터 튜브(22)의 근위 단부(26)로 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 보어 구멍은 튜브(22)의 원위 단부(24)로부터 튜브(22)의 근위 단부(26)까지 튜브(22)의 길이의 대부분을 따라서 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 보어 구멍은 튜브(22)의 원위 단부(24)로부터 튜브(22)의 근위 단부(26)까지 튜브(22)의 길이의 일부를 따라 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 유동 채널(28)은 일반적인 C-형상을 형성하기 위해 원의 중앙을 향해 안쪽으로 돌출된 공유 벽(34)을 가진 일반적으로 원형인 형상을 가질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 공유 벽(34)은 제1 유동 채널(28)의 중앙 부분을 향해 불룩하게 연장될 수 있다.

[0031] 몇몇 실시예들에서, 혈액 수집 시스템(10)은 카테터 조립체(40)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 카테터 조립체(40)는 카테터 어댑터(42)를 포함할 수 있으며, 이 카테터 어댑터는 원위 단부(44), 근위 단부(46), 및 카테터 어댑터(42)의 원위 단부(44)와 카테터 어댑터(42)의 근위 단부(46)를 통해 연장되는 루멘을 포함할

수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)의 원위 단부(24)는 카테터 어댑터(42)에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 카테터 조립체(40)는 카테터 어댑터(42)의 원위 단부(44)로부터 원위쪽으로 연장되는 카테터(12)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 카테터 조립체(40)는 튜브(22)의 원위 단부(24)에 결합될 수 있는 바늘 세트에 대체될 수 있다.

[0032] 몇몇 실시예들에서, 혈액 수집 시스템(10)은 튜브(22)의 원위 단부(24)에 결합된 루어 어댑터(50) 및/또는 튜브(22)의 근위 단부(26)에 결합된 루어 어댑터(52)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 루어 어댑터(50) 및/또는 루어 어댑터(52)는 루어 락(luer lock) 또는 루어 슬립(luer slip) 커넥터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 루어 어댑터(50) 및/또는 루어 어댑터(52)는 수형(male) 또는 암형(female) 루어 커넥터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)의 근위 단부(26)는 루어 어댑터(20) 및/또는 바늘 조립체(14)와 통합될 수 있다.

[0033] 몇몇 실시예들에서, 카테터 조립체(40)는, 예를 들어, BD NEXIVA™ 폐쇄형 IV 카테터 시스템, BD CATHENA™ 카테터 시스템, BD VENFLON™ Pro Safely Shielded IV 카테터 시스템, BD NEOFLO™ IV 캐놀러 시스템, BD INSYTE™ AUTOGUARD™ BC 차폐 IV 카테터 시스템, 또는 다른 적합한 말초 정맥내 카테터 시스템과 같은 PIVC를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 카테터 조립체(40)는 PICC 또는 미드라인 카테터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 루어 어댑터(50)는 임의의 수의 적절한 방식으로 카테터 어댑터(42)에 결합될 수 있다. 예를 들어, 루어 어댑터(50)는 카테터 어댑터(42)의 원위 단부(44)에 결합될 수 있다. 다른 예로서, 루어 어댑터(50)는 카테터 어댑터(42)로부터 바깥쪽으로 연장하는 연장 튜브에 결합될 수 있다.

[0034] 몇몇 실시예들에서, 엘라스토머 외피(elastomeric sheath)(54)는 바늘 조립체(14)에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 바늘(16)의 근위 단부(56)는 엘라스토머 외피(54) 내부에 둘러싸일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 엘라스토머 외피(54)를 원위쪽으로 밀어내는 것에 응답하여, 바늘(16)은 엘라스토머 외피(54)를 관통할 수 있으며 진공 혈액 수집 튜브의 캐비티 내부로 삽입될 수 있다.

[0035] 이제, 도 2a-2d를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28) 및/또는 제2 유동 채널(30)의 형상은 변할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)은, 예를 들어, 도 2b에 도시된 바와 같이, 제1 벽(32)과 공유 벽(34)에 의해 형성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은, 예를 들어, 도 2b에 도시된 바와 같이, 제2 벽(36)과 공유 벽(34)에 의해 형성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 벽(32)은 제2 벽(36) 및/또는 공유 벽보다 낮은 듀로미터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 공유 벽(34)은 제1 유동 채널(28)에 대하여 볼록할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)과 제2 유동 채널(30)은 함께 일반적으로 원형의 형상을 형성할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 벽(32), 공유 벽(34), 및 제2 벽(36) 중 하나 이상은 일반적으로 매끄러울 수 있다.

[0036] 몇몇 실시예들에서, 도 2d에 도시된 바와 같이, 제2 유동 채널(30)은 혈액 수집 시스템(10)의 유체 경로로부터 격리될 수 있고 공기를 포함할 수 있으며, 이는 압력 차이의 급등에 응답하여 제1 유동 채널(28)의 붕괴 또는 크기 감소를 용이하게 할 수 있다. 이 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)의 단부들은 폐쇄되거나 밀봉될 수 있다.

[0037] 이제, 도 3a-4d를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 혈액 수집 시스템(10)은 외부 튜브(62)와 내부 튜브(64)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 외부 튜브(62)의 내경은 내부 튜브(62)의 내경 및 외경보다 클 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 외부 튜브(62)는 제1 유동 채널(66)을 포함할 수 있고, 내부 튜브(64)는 제2 유동 채널(68)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(66)은 외부 튜브(62)와 내부 튜브(64) 사이에서 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68)은 내부 튜브(64)을 통해 연장될 수 있고, 제1 유동 채널(66)은 외부 튜브(64)을 통해 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(66) 및 외부 튜브(62)는 제2 유동 채널(68) 및 내부 튜브(64)와의 상이한 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다.

[0038] 이제, 도 3a-3e를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 외부 튜브(62)는 내부 튜브(64)보다 낮은 듀로미터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(66) 및 외부 튜브(62)는 제2 유동 채널(68) 및 내부 튜브(64)보다 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 더 낮은 압력 차이에서, 외부 튜브(62)는 제1 유동 채널(66)의 적어도 부분을 폐쇄하기 위해 내부 튜브(64)와 접촉할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(66) 및 외부 튜브(62)는, 예를 들어, 도 3d에 도시된 바와 같이, 진공 혈액 수집 튜브를 혈액 수집 시스템(10)에 결합하는 것의 응답으로서 붕괴될 수 있다.

[0039] 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 제1 유동 채널(66)이

개방될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68)의 직경은 진공 혈액 수집 튜브를 혈액 수집 시스템(10)에 결합하기 전과 후에 동일하거나 실질적으로 동일하게 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68)의 직경은 부분적으로 혈액이 채워진 진공 혈액 수집 튜브를 결합하기 전과 후에도 동일하게 유지될 수 있다.

[0040] 몇몇 실시예들에서, 내부 튜브(64)는 외부 튜브(62)에 결합되지 않을 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 내부 튜브(64)는 외부 튜브(62)에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 내부 튜브(64)의 부분은 외부 튜브(62) 내에 내장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 내부 튜브(64)는, 예를 들어, 도 3e에 도시된 바와 같이, 특정 어댑터의 부분에 의해 외부 튜브(62) 내부에 고정될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68)은 혈액 수집 시스템(10)의 유체 경로로부터 격리될 수 있으며, 예를 들어, 도 2d와 유사하게, 공기를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 내부 튜브(64) 및/또는 외부 튜브(62)의 근위 단부는 루어 어댑터(20) 및/또는 바늘 조립체(14)와 통합될 수 있다.

[0041] 이제, 도 4a-4d를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 외부 튜브(62)는 내부 튜브(64)보다 더 큰 듀로미터를 가질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68) 및 내부 튜브(64)는 제1 유동 채널(66) 및 외부 튜브(62)보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68) 및 내부 튜브(64)는, 예를 들어, 도 4d에 도시된 바와 같이, 진공 혈액 수집 튜브를 혈액 수집 시스템(10)에 결합하는 것에 응답하여 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 제2 유동 채널(68)이 개방될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(66)의 직경은 진공 혈액 수집 튜브를 혈액 수집 시스템(10)에 결합하기 전과 후에 동일하게 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(66)의 직경은 부분적으로 혈액으로 채워진 진공 혈액 수집 튜브를 결합하기 전과 후에 동일하게 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68)은 혈액 수집 시스템(10)의 유체 경로로부터 격리될 수 있으며, 예를 들어, 도 2d와 유사하게, 공기를 포함할 수 있다.

[0042] 이제, 도 12a-12b를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 내부 튜브(64)의 원위 단부는 덕빌 밸브(duck bill valve)(70)를 포함할 수 있다. 이들 및 다른 실시예들에서, 외부 튜브(62)는 내부 튜브보다 더 큰 듀로미터를 가질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 예를 들어, 도 12b와 12d에 도시된 바와 같이, 제2 유동 채널(68)과 내부 튜브(64)는 진공 혈액 수집 튜브를 혈액 수집 시스템(10)에 결합하는 것에 응답하여 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(68)과 내부 튜브의 붕괴에 응답하여, 덕빌 밸브(70)가 폐쇄될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 예를 들어, 도 12c에 도시된 바와 같이, 덕빌 밸브(70)와 제2 유동 채널(68)이 개방될 수 있다.

[0043] 돌아가서 도 5a-5b를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)는 튜브(22)를 통해 연장되는 하나 이하의 유동 채널(71)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)의 내측 표면은, 예를 들어, 도 5a-5b에 도시된 바와 같이, 하나 이상의 리브들(ribs)(72)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 리브들(72)은 튜브(22)의 길이를 따라 연장될 수 있으며 및/또는 튜브(22)의 내측 표면의 원주 둘레로 일반적으로 균일하게 이격될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 리브들(72)은 심지어 튜브(22)가 붕괴된 때에도 튜브(22)를 통한 최소 유량을 유지할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 도 3a-4d 및 도 12와 관련하여 논의된 외부 튜브(62) 및/또는 내부 튜브(64)는 리브들(72)을 포함할 수 있다.

[0044] 이제, 도 6a-8b를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)의 내측 표면은, 예를 들어, 도 6a-8b에 도시된 바와 같이, 하나 이상의 슬롯들(74)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)는 하나의 유동 채널(71)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 슬롯들(74)은 튜브(22)의 길이를 따라서 연장될 수 있으며 및/또는 튜브(22)의 내측 표면의 원주 둘레로 일반적으로 균일하게 이격될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(22)의 내측 표면은, 예를 들어, 원하는 유량 변화에 따라, 1개의 슬롯, 2개의 슬롯들, 3개의 슬롯들, 4개의 슬롯들, 또는 4개보다 많은 슬롯들을 포함할 수 있다.

[0045] 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등에 응답하여, 튜브(22)는 슬롯들(74)이 폐쇄되고 유동 채널(71)은 개방된 상태로 유지되도록 붕괴될 수 있다. 예를 들어, 진공 혈액 수집 튜브를 혈액 수집 시스템(10)에 결합하는 것에 응답하여, 튜브(22)가 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 슬롯들(74)은 유동 채널(71)의 일반적으로 원통형 부분(76)으로부터 바깥쪽으로 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등 및 미리 결정된 레벨에 도달한 압력 차이에 응답하여, 유체 채널의 일반적으로 원통형 부분(76)은 개방된 상태로 유지될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 상기 슬롯들(74)은 다시 개방될 수 있다.

- [0046] 이제, 도 9a-9b를 참조하면, 튜브(22)는 그 중간 부분이 양측보다 더 작은 외경과 내경을 가지도록 일반적으로 모래시계 형상을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등 및 미리 결정된 수준에 도달한 압력 차이에 응답하여, 튜브(22)는, 예를 들어, 도 9b에 도시된 바와 같이, 중간 부분이 폐쇄되고 2개의 유동 채널들(78, 80)이 형성되도록 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 중간 부분이 다시 개방될 수 있다.
- [0047] 이제, 도 10a-10b를 참조하면, 튜브(22)의 내부 루멘의 단면은 내부 루멘의 중간 부분이 내부 루멘의 양측보다 더 작은 직경을 가지도록 일반적으로 모래 시계 형상을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등 및 압력 차이가 미리 결정된 수준에 도달하는 것에 응답하여, 튜브(22)는 중간 부분이 폐쇄되고 하나 이상의 유동 채널들이 형성될 수 있도록 붕괴될 수 있다. 예를 들어, 압력 차이의 급등 및 미리 결정된 수준에 도달하는 압력 차이에 응답하여, 튜브(22)는, 예를 들어, 도 10b에 도시된 바와 같이, 중간 부분이 폐쇄되고 2개의 유동 채널들(78, 80)이 형성되도록 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 중간 부분이 다시 개방될 수 있다.
- [0048] 이제, 도 11a-11b를 참조하면, 몇몇 실시예들에 따른, 제1 유동 채널(28) 및 제2 유동 채널(30)이 도시된다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)은 제2 유동 채널(30)보다 더 낮은 압력 차이에서 붕괴되도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)은 진공 혈액 수집 튜브와 환자의 정맥 사이의 압력 차이의 급등에 응답하여 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)이 붕괴될 때, 제1 유동 채널은 부분적으로 또는 완전히 차단될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 유동 채널(28)은 세장형일 수 있고 제2 유동 채널(30)과 비교하여 그 길이의 전체를 따라서 좁은 내경을 가질 수 있으며, 이는 제1 유동 채널(28)의 붕괴를 용이하게 할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 유동 채널(30)은 일반적으로 원형이거나 다른 적절한 형상일 수 있다.
- [0049] 이제, 도 13a-13b를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 혈액 수집 시스템(82)은 하우징(84)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 혈액 수집 시스템(82)은 하나 이상의 포함된 특징들 및/또는 작동의 측면에서 도 1a-12d와 관련하여 논의된 혈액 수집 시스템(10)과 유사하거나 동일할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 하우징(84)은 원위 단부(86)와 근위 단부(88)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 하우징(84)은 튜브에 대응될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 원위 단부(86)는 루어 어댑터(87)를 포함할 수 있으며 및/또는 상기 근위 단부(88)는 루어 어댑터(89)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 루어 어댑터(87) 및/또는 루어 어댑터(89)는 루어 락 루어 슬립 커넥터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 루어 어댑터(87) 및/또는 루어 어댑터(89)는 수형 또는 암형 루어 커넥터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 근위 단부(88)는 루어 어댑터(20) 및/또는 바늘 조립체(14)와 통합될 수 있다.
- [0050] 몇몇 실시예들에서, 혈액 수집 시스템(82)은 튜브(90)를 포함할 수 있으며, 이는 원위 단부(92)와 근위 단부(94)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(90)는 하나 이상의 포함된 특징들 및/또는 작동의 관점에서 도 1a-2c 및 5a-11b와 관련하여 논의된 튜브(22)와 유사하거나 동일할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 원위 단부(92) 및/또는 근위 단부(94)는 하우징(84)에 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 하우징(84)은 튜브(90)보다 더 높은 듀로미터를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등 및 압력 차이가 미리 결정된 수준에 도달하는 것에 응답하여, 예를 들어, 도 13b에 도시된 바와 같이, 튜브(90)를 통해 연장되는 유동 채널(96)이 붕괴될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 유동 채널(96)은 튜브(90) 붕괴에 응답하여 폐쇄되거나 제한될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 진공 혈액 수집 튜브가 부분적으로 혈액으로 채워지는 것에 응답하여, 유동 채널(96)이 다시 개방될 수 있다.
- [0051] 이제, 도 14를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 격벽(septum)(98)이 하우징(84) 내부에 배치될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 유동 채널 또는 개구(100)는 격벽(98)을 통해 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 격벽(98)은 환형일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 개구(100)의 직경은 사용자에게 의해 수동으로 조정될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 격벽(98)은 나사 너트에 결합될 수 있으며, 이는 하우징(84) 내부에 나사 체결될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 나사 너트는 하우징(82)에 대해 회전될 수 있으며, 이에 의해 격벽(98)을 통해 연장된 개구(100)의 직경을 증가 또는 감소시킬 수 있다.
- [0052] 이제, 도 15a-15b를 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 하우징(84) 내부의 격벽(98)은 압축될 수 있는 질소 또는 다른 가스에 의해 부분적으로 가압될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이의 급등에 응답하여, 개구(100)는 질소 또는 다른 가스의 존재와 격벽(98)의 팽창으로 인해 좁아지거나 폐쇄될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 격벽(98)의 내측 표면은 2개의 대향하는 원호-형상 또는 다른 적절한 형상을 포함할 수 있다. 도 15a-15b에 도시된 바와 같이, 몇몇 실시예들에서, 격벽(98)은 격벽(98)의 전체 길이를 따라 하우징(84)과 접촉하지 않을 수 있다.

몇몇 실시예들에서, 격벽(98)은 제1 지점과 제2 지점에서 하우징(84)에 결합될 수 있으며, 제1 지점과 제2 지점 사이의 영역은 하우징(84)으로부터 이격될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 영역은 원호-형상 또는 다른 적절한 형상일 수 있다. 도 16a-16b에 도시된 바와 같이, 몇몇 실시예들에서, 격벽(98)은 격벽(98)의 전체 길이를 따라서 하우징(84)과 접촉할 수 있다.

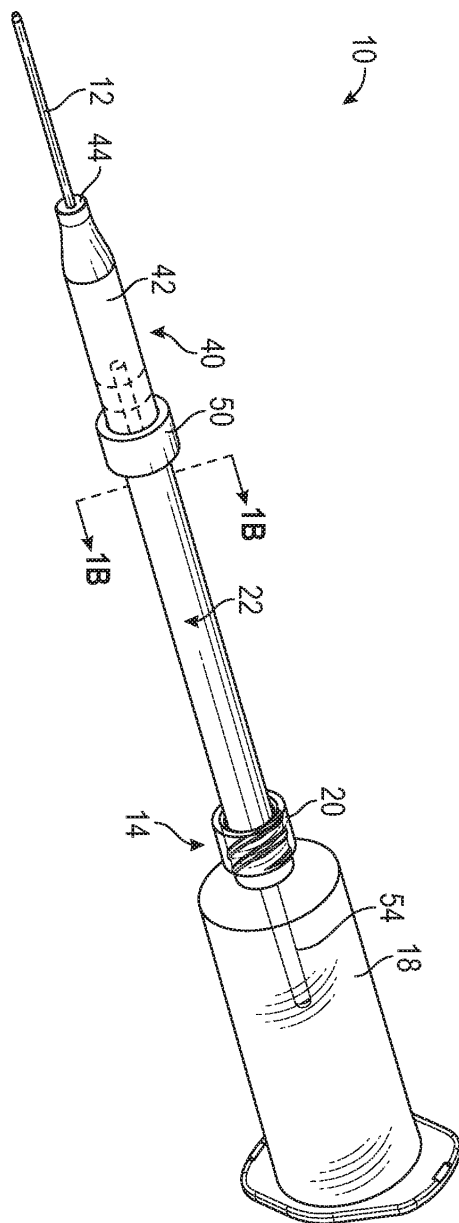
[0053] 이제, 도 17을 참조하면, 몇몇 실시예들에서, 튜브(90)는 코안다 효과(Coanda effect)를 용이하게 하는 형상을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 튜브(90)는 일반적으로 직선형이거나 또는 혈액 수집 시스템(82)의 길이방향 축에 평행한 제1 브랜치(branch)(102)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 제1 브랜치(102) 내부의 혈액은 원위에서 근위 방향으로 흐를 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제2 브랜치(104)는 제1 브랜치(102)로부터 연장될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 브랜치(102)에 근접한 제2 브랜치(104)의 부분은 혈액이 근위에서 원위 방향으로 흐르도록 구성된 역방향 브랜치를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 브랜치(102)의 원위 단부는 하우징(84)의 원위 단부(86)를 통해 연장될 수 있으며 및/또는 루어 어댑터(87)와 결합될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 제1 브랜치(102)의 근위 단부 및/또는 제2 브랜치(104)의 근위 단부는 하우징(84)의 근위 단부(88) 및/또는 루어 어댑터(89)에 결합될 수 있다.

[0054] 몇몇 실시예들에서, 높은 압력 차이 또는 압력 차이의 급등에 응답하여, 카테터 조립체(40)로부터 튜브(90)를 통해 이동하는 혈액은 대체로 제2 브랜치(104)를 우회(bypass)할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 높은 압력 차이 또는 압력 차이의 급등에 응답하여, 카테터 조립체(40)로부터 튜브(90)를 통해 이동하는 혈액의 대부분은 대체로 제2 브랜치(104)를 우회하여 제1 브랜치(102)를 통해 흐를 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압력 차이가 감소함에 따라, 더 많은 혈액이 제2 브랜치(104)를 통해 흐를 수 있어서 전체적인 유동 저항이 감소한다.

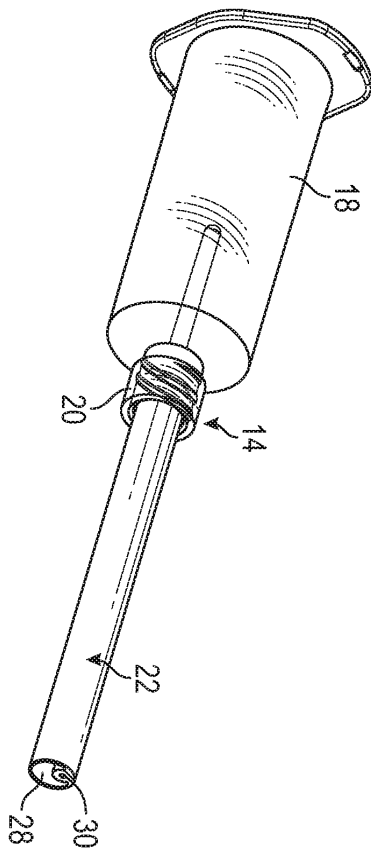
[0055] 여기에 기재된 모든 예들 및 조건부 언어는 독자가 본 발명 및 발명자가 기술을 발전시키는 데 기여한 개념을 이해하는 데 도움이 되는 교육적 목적을 위한 것이며, 이러한 구체적으로 기재된 예들 및 조건들에 제한되지 않는 것으로 해석되어야 한다. 본 발명의 실시예가 상세하게 설명되었지만, 본 발명의 사상 및 범위를 벗어나지 않고 다양한 변경, 대체, 및 수정이 이루어질 수 있음을 이해해야 한다.

도면

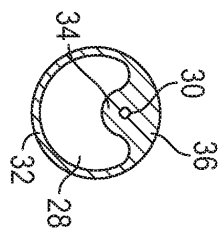
도면1a



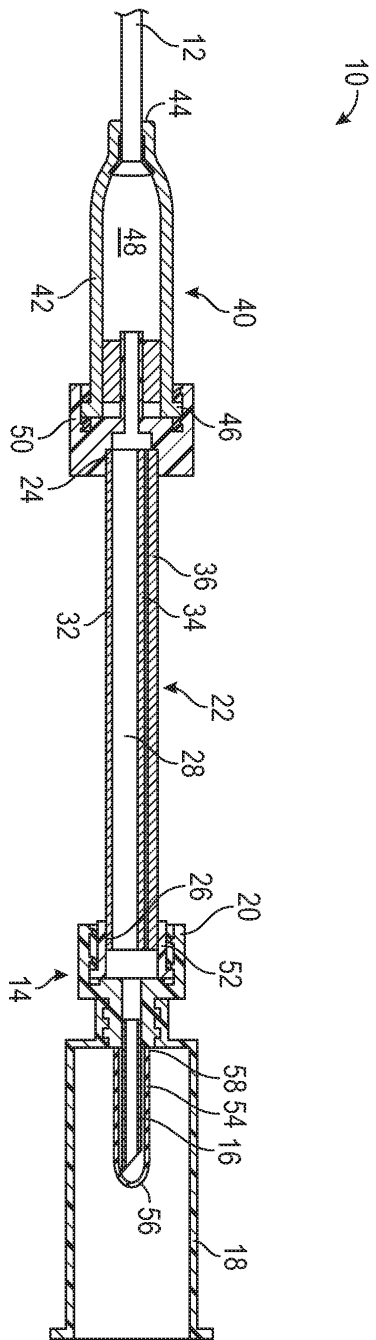
도면1b



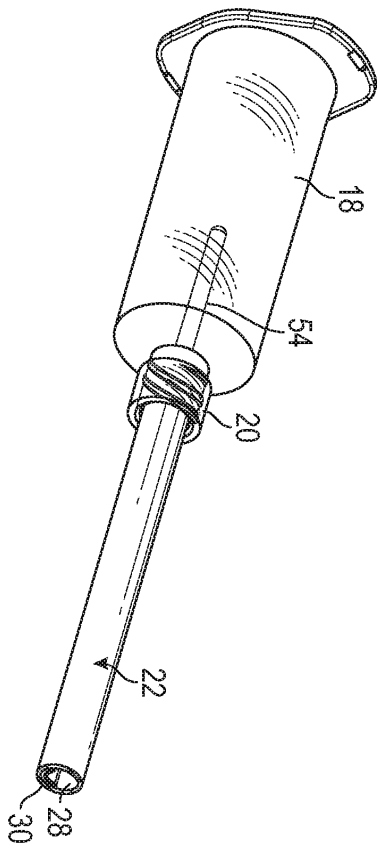
도면1c



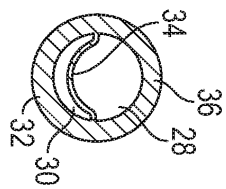
도면1d



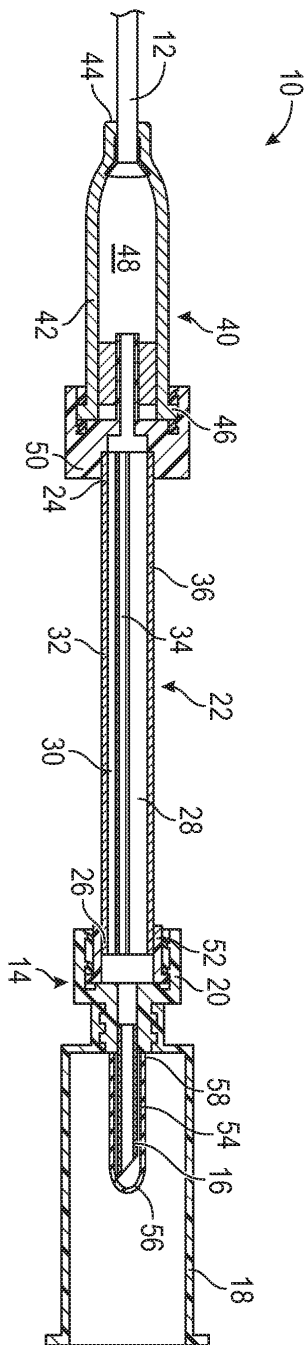
도면2a



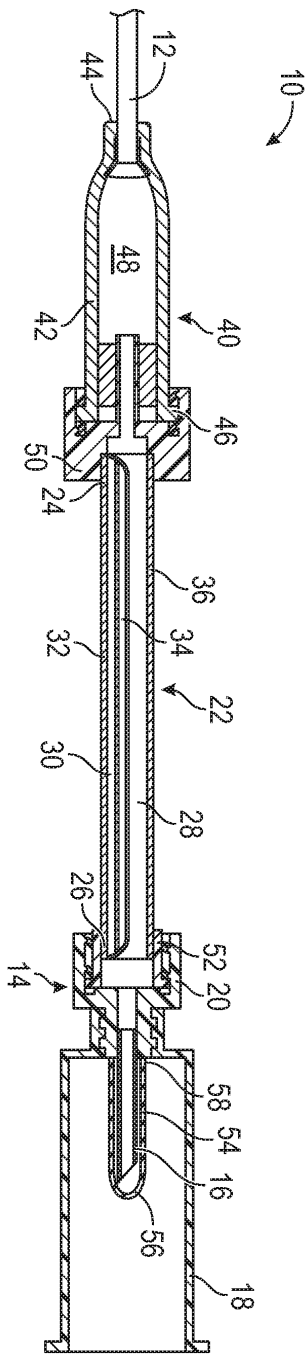
도면2b



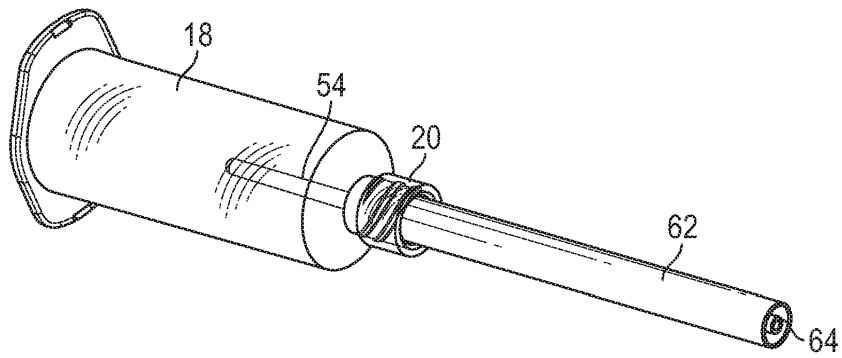
도면2c



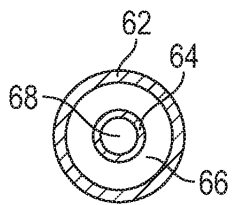
도면2d



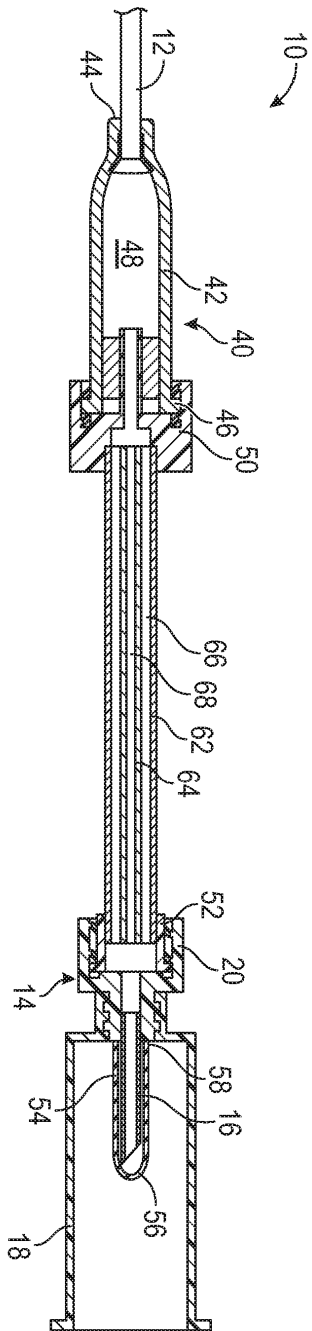
도면3a



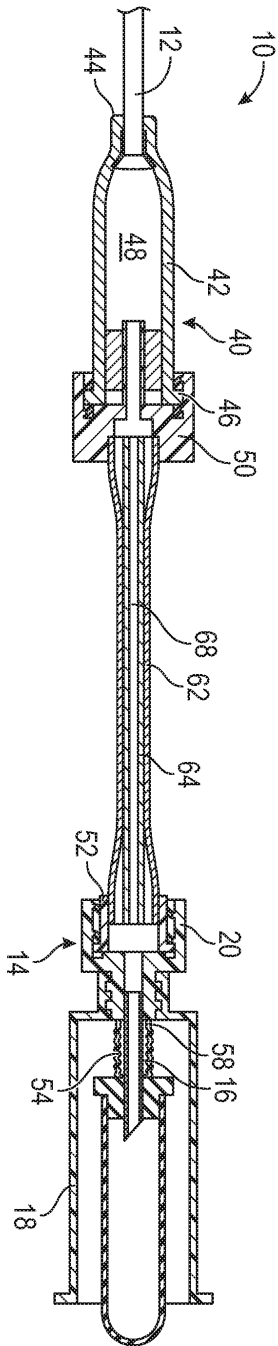
도면3b



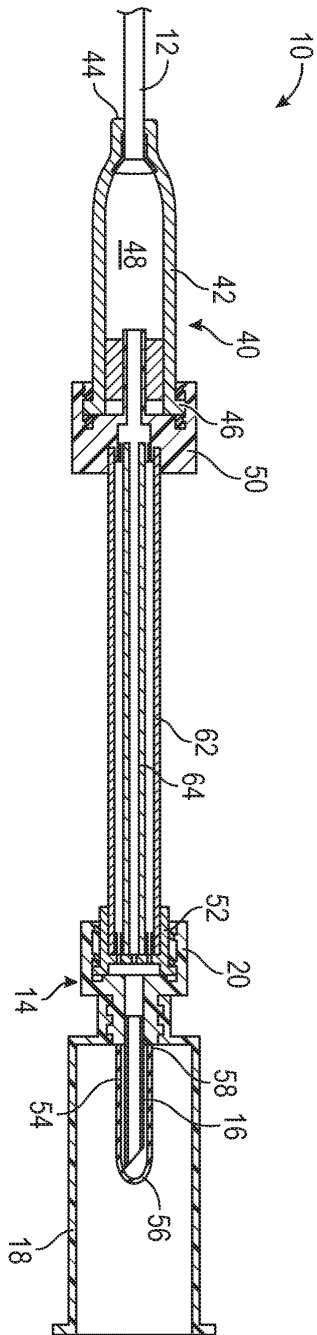
도면3c



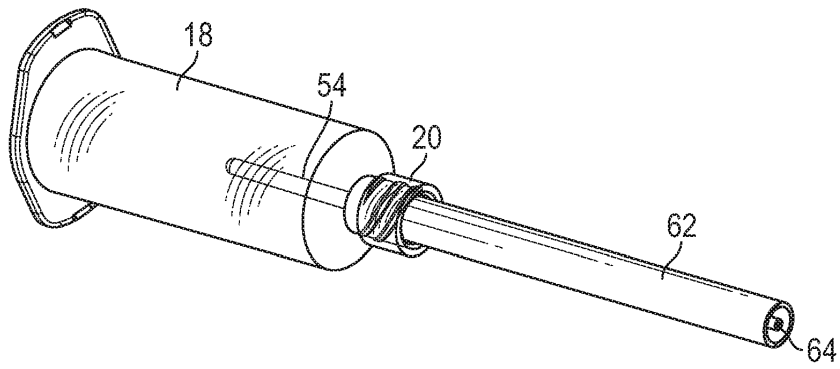
도면3d



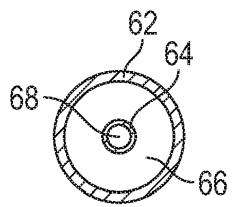
도면3e



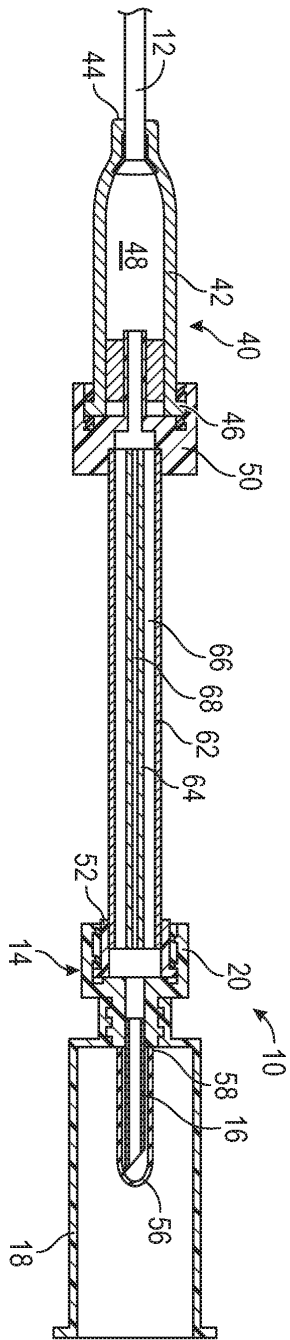
도면4a



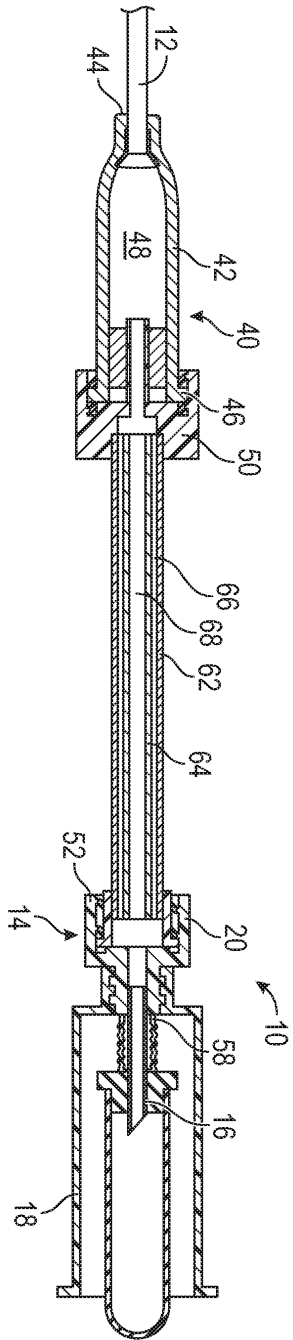
도면4b



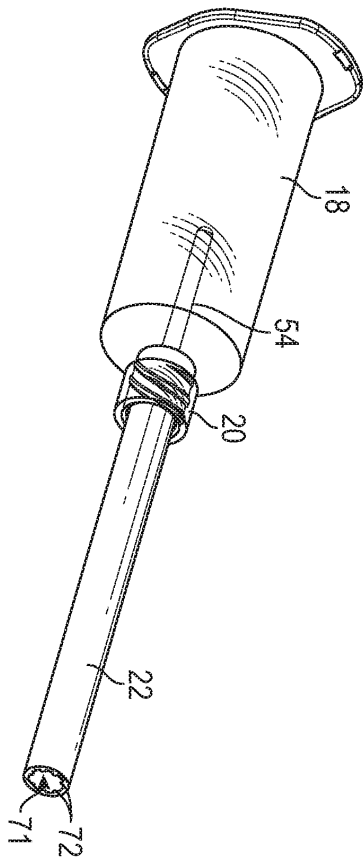
도면4c



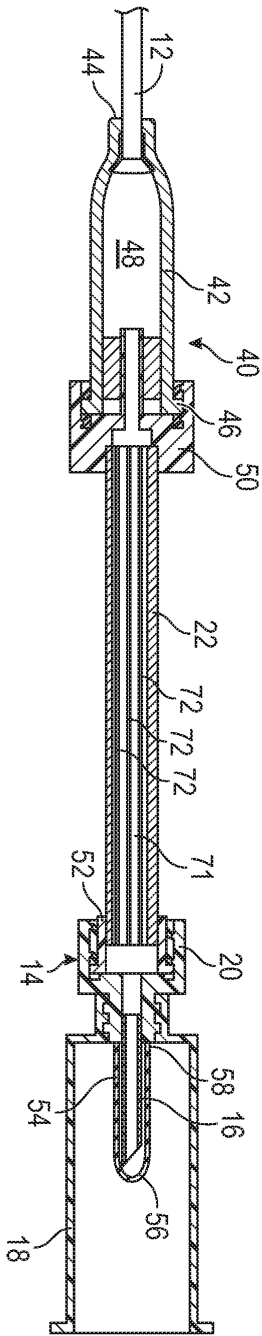
도면4d



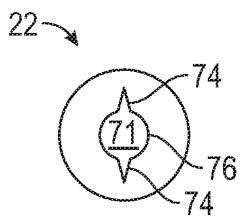
도면5a



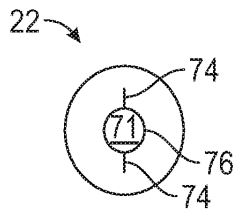
도면5b



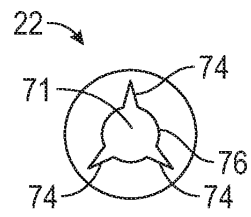
도면6a



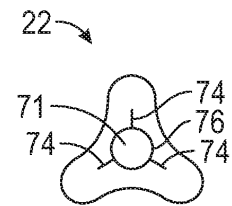
도면6b



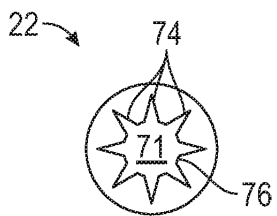
도면7a



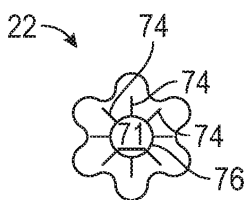
도면7b



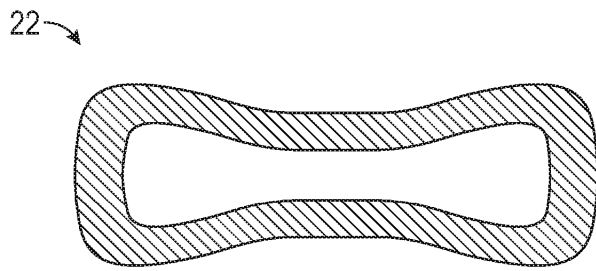
도면8a



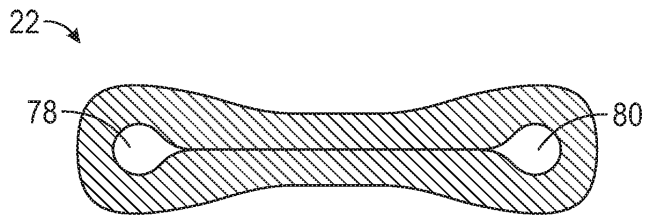
도면8b



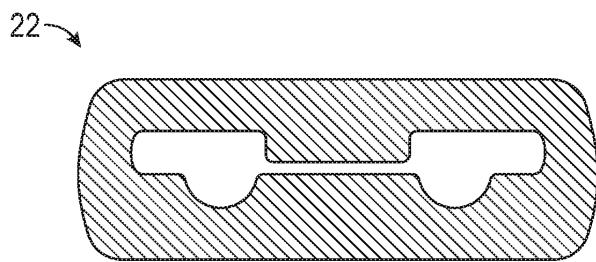
도면9a



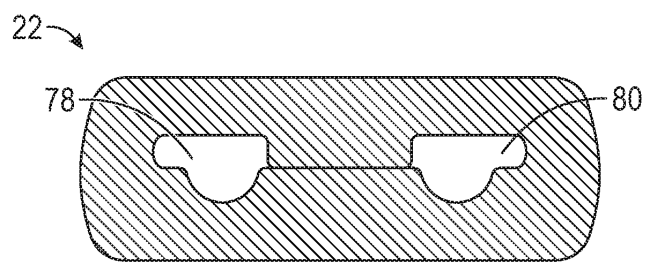
도면9b



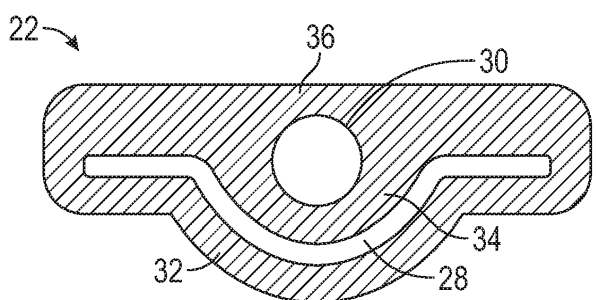
도면10a



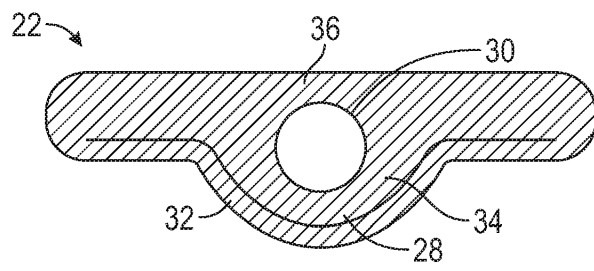
도면10b



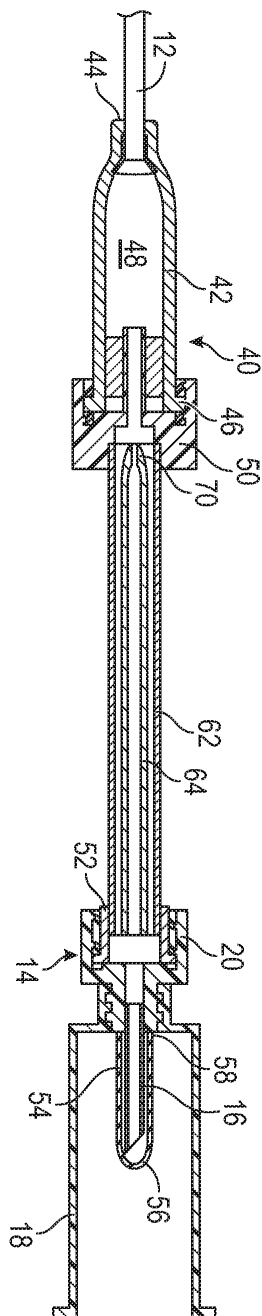
도면11a



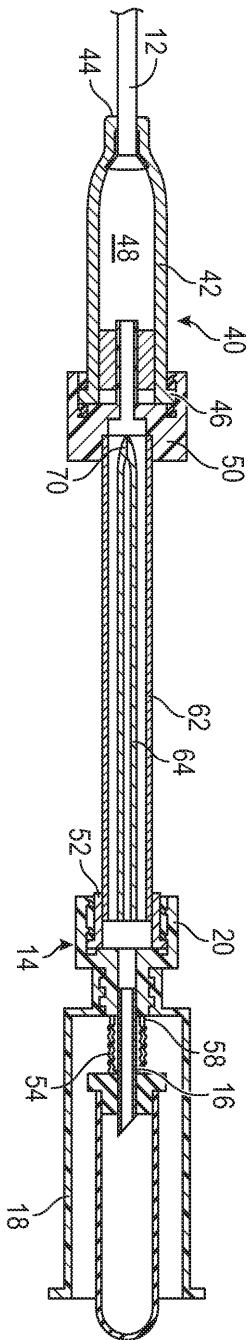
도면11b



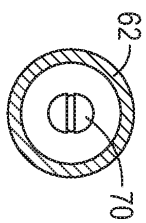
도면12a



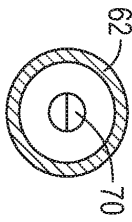
도면12b



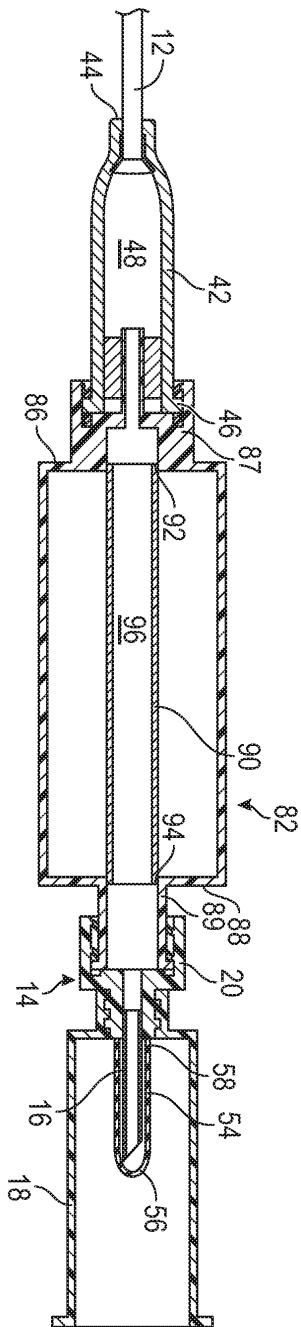
도면12c



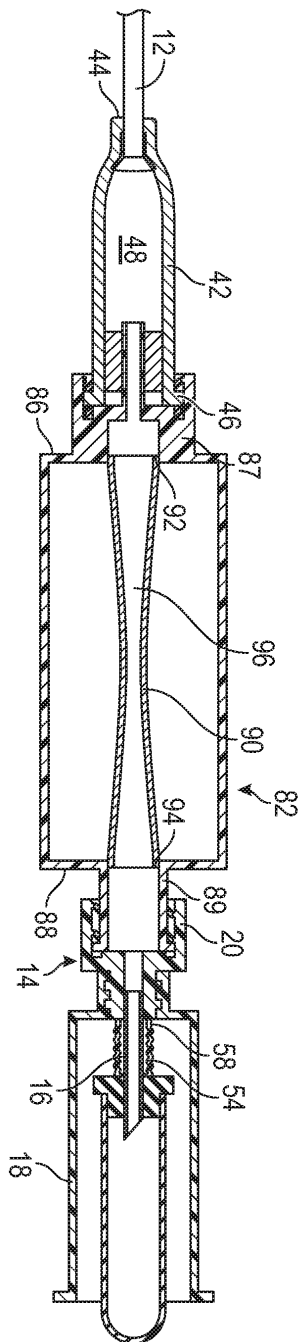
도면12d



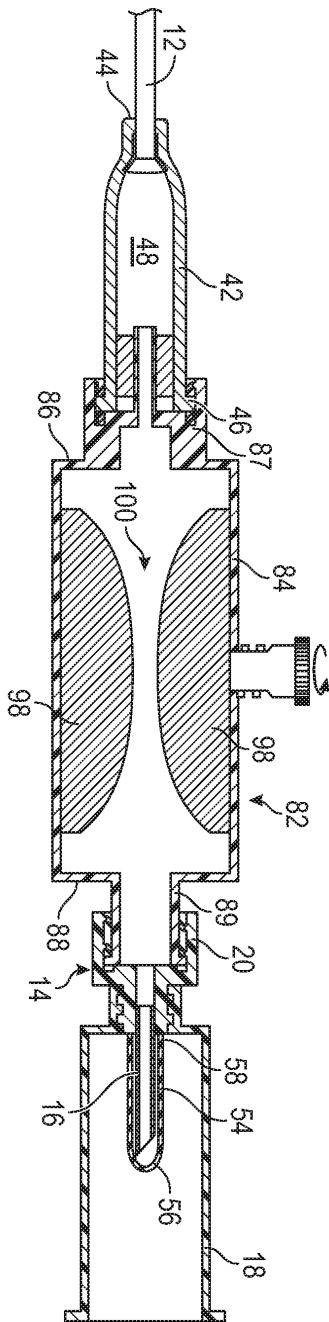
도면13a



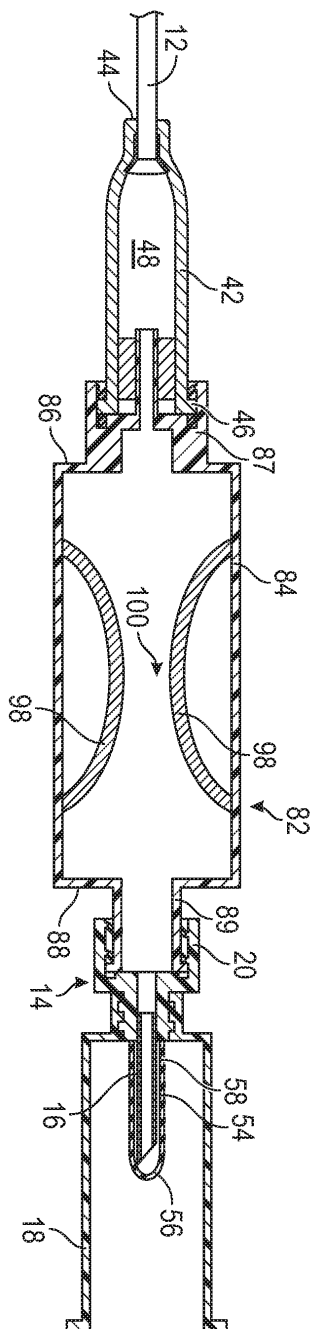
도면13b



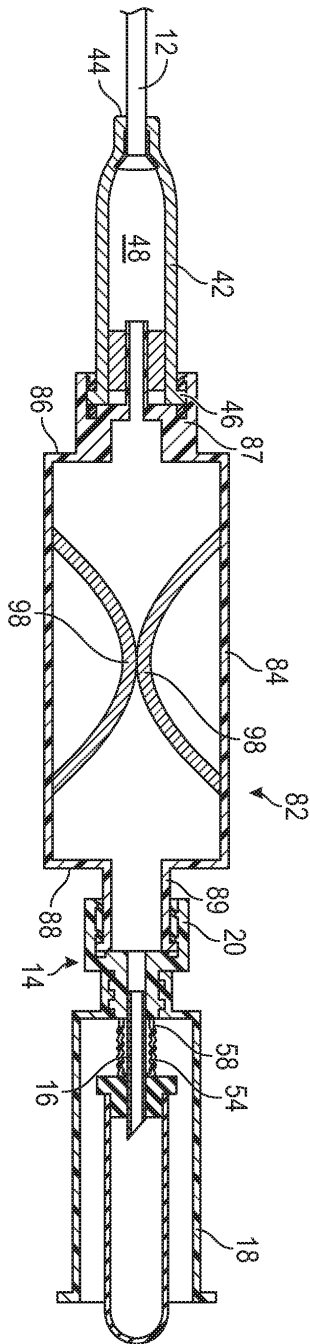
도면14



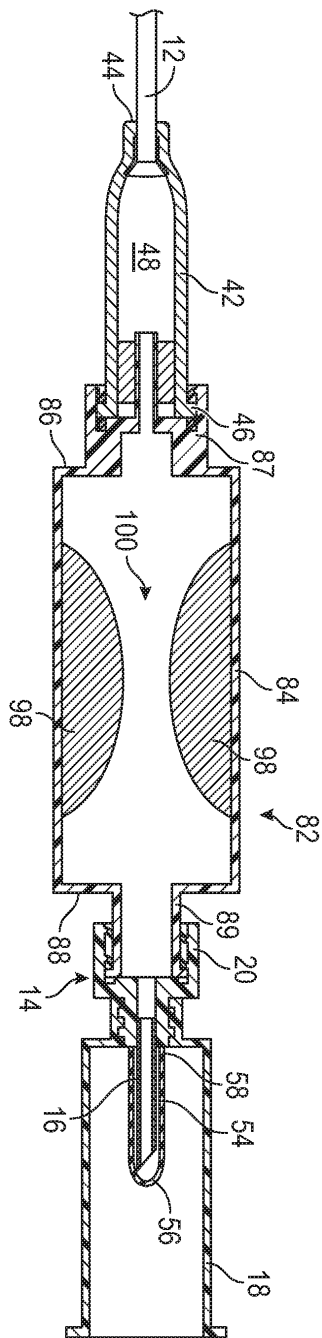
도면15a



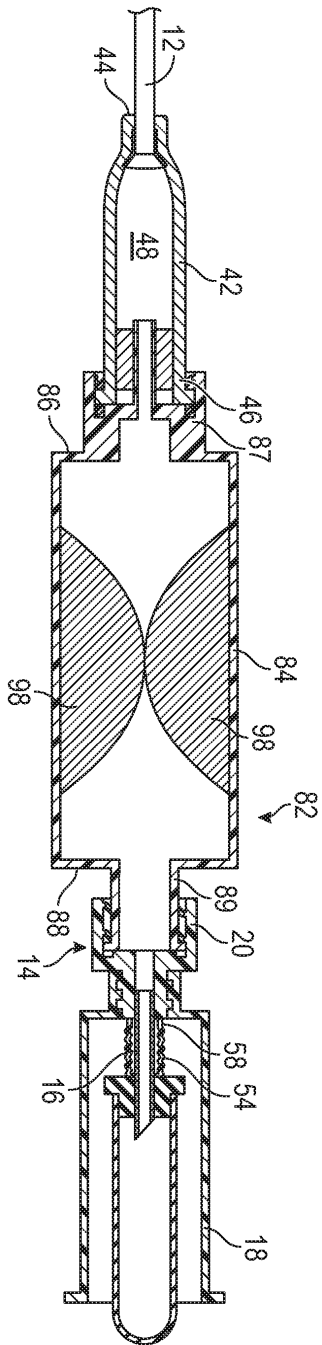
도면15b



도면 16a



도면16b



도면17

