

(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. (45) 공고일자 2006년04월12일
A61M 1/16 (2006.01) (11) 등록번호 10-0570322
(24) 등록일자 2006년04월05일

(21) 출원번호 10-2001-7000247 (65) 공개번호 10-2001-0090709
(22) 출원일자 2001년01월08일 (43) 공개일자 2001년10월19일
번역문 제출일자 2001년01월08일
(86) 국제출원번호 PCT/EP1999/004689 (87) 국제공개번호 WO 2000/02604
국제출원일자 1999년07월06일 국제공개일자 2000년01월20일

(81) 지정국
국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바르바도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 리히텐슈타인, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬란드, 일본, 케냐, 키르기스스탄, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베리아, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 슬로베니아, 슬로바키아, 타지키스탄, 투르크멘, 터어키, 트리니다드토바고, 우크라이나, 우간다, 미국, 우즈베키스탄, 베트남, 폴란드, 포르투갈, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 아랍에미리트, 안티구와바부다, 코스타리카, 도미니카, 알제리, 모로코, 탄자니아, 남아프리카, 벨리제, 모잠비크,

AP ARIPO특허 : 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, 우간다, 시에라리온, 가나, 감비아, 짐바브웨,

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르기스스탄, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크멘,

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 리히텐슈타인, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴, 핀란드, 사이프러스,

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베닌, 중앙아프리카, 콩고, 코트디부아르, 카메룬, 가봉, 기니, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고, 기니 비사우,

(30) 우선권주장 19830662.8 1998년07월09일 독일(DE)

(73) 특허권자 프레제니우스 메디칼 케어 도이칠란드 게엠베하
독일연방공화국, 데-61352 바드 홈부르크, 엘제-크뢰너-스트라쎄 1

(72) 발명자 골다우라이너
독일, 슈라우텐바흐데-97440, 아른스타이너스트라쎄, 5

스타일헬무트
독일, 바트나우하임데-61231, 베를리너스트라쎄2아

(74) 대리인 문경진
조현석

심사관 : 신동환

(54) 다이알리산스를 결정하는 방법 및 이 방법을 위한 장치

요약

인체 외부 혈액 처리 동안 투석 기계의 다이알리산스를 측정하는 본 방법에 따라, 투석액의 특정 물질의 농도가 투석 기계의 상류에 있는 투석액의 채널에서 변경된다. 상기 물질의 농도는 미리 결정된 시작 값에 기초하여 변경되며 그 후 그 시작 값으로 복귀된다. 투석액에 있는 물질의 농도는 투석 기계의 상류 또는 하류에 위치한 측정 장치(17, 18)로 측정된다. 시간에 따른 투석액의 출구 농도[$c_{do}(t)$]와, 미리 결정된 시작값(c_{do1}) 사이의 차이의 적분과, 시간에 따른 투석액의 입구 농도[$c_{di}(t)$]와 시작값(c_{di1}) 사이의 차이의 적분으로부터 그 몫이 평가 및 산술 유닛(evaluation and arithmetic unit)(23)에서 계산되며, 그 후 다이알리산스가 이 계산된 몫과 투석액의 채널에서 투석액의 흐름률(Q_d)에 기초하여 결정된다.

명세서

기술분야

본 발명은 혈액의 인체 외부 처리(extra corporal treatment) 동안 투석기의 다이알리산스(dialysance)를 결정하는 방법과 이 방법을 사용하는 장치에 관한 것이다.

배경기술

인간 신장(human kidneys)의 주요한 임무는 혈액으로부터 차후 오줌으로 분비되는 오줌 물질(urinary substances)을 제거하는 것이며, 물과 전해액(electrolyte) 배출을 조절하는 것이다. 헤모다이알리시스(haemodialysis)는, 혈액으로부터 오줌 물질을 제거하는 것에 대한 신장의 기능 장애를 보상하며, 이 혈액에서의 전해액의 농도를 조절하는데 사용되는 처리 방법이다.

헤모다이알리시스 동안, 혈액은 인체 외부 루프(extra corporal loop)에서 투석기의 혈액 챔버를 거쳐 지나가며, 이 혈액 챔버는 반투막(semipermeable membrane)에 의해 투석액 챔버(dialysis-liquid chamber)와 분리된다. 특정 농도의 혈액 전해액을 포함하는 투석액은 투석액 챔버를 통해 흐른다. 투석하는 액의 물질 농도(cd)는 건강한 개인의 혈액 농도에 해당한다. 처리 동안, 환자의 혈액과 투석하는 액은 미리 결정된 흐름률(각각, Q_b , Q_d)에서, 서로 반대 방향으로, 막의 양측을 따라 흐른다. 오줌 물질은 혈액 챔버로부터 막을 통과하여 투석액을 위한 챔버 내로 확산하는 한편, 동시에 투석액과 혈액에 존재하는 전해액은 더 높은 농도를 갖는 챔버로부터 더 낮은 농도를 갖는 챔버로 확산한다. 물질의 교환은 막간 차압(transmembrane pressure)을 가함으로써 추가적으로 영향을 줄 수 있다.

혈액 처리 방법을 최적화하기 위해, 인체 외부(생체 조건내; *in vivo*) 혈액 처리 동안 헤모다이알리시스의 파라미터를 결정하는 것이 필요하다. 투석기의 교환 성능(exchange performance)의 값이 특히 중요한데, 이 값은 투석기의 소위 클리어런스(clearance) 또는 다이알리산스(D)로 표현된다.

투석기 내에 정의된 조건 하에서 분당(per minute) 특정 물질을 완전히 제거한 혈액의 가상(계산된) 체적은 특정 물질(K)에 대한 클리어런스로 지정된다. 다이알리산스는, 투석액에 배출된 물질의 농도가 고려된, 투석기의 성능을 결정하는 다른 용어이다. 이들 파라미터 외에, 다른 파라미터도 투석기의 성능을 기술하는데 중요하며, 이들은 혈액의 액상 분율(分率)(aqueous fraction), 혈액 체적, 및 혈액 입력 농도 등에 대한 값을 포함한다.

측정 방법과 수학적 방법에 의해 위에서 언급된 파라미터의 결정 및 혈액 정화 과정의 정량화는 비교적 복잡하다. 연관된 계산의 기초에 대해서는, 투석에 의한 신장 기능의 교대 작용 { W.드러커(Drukker), F.M.파슨스(Parsons), J.F.메이어(Maher)(publ.) 니즈호프(Nijhoff), 덴 하그(Den Haag), 1983년}에서 사르전트(Sargent), J.A., 고치(Gotch), F.A.의 "투석의 생물 물리학 원리"에 참조되어 있다.

다이알리산스 또는 클리어런스는 주어진 전해액, 예를 들어 제로의 초여과률(ultrafiltration rate of zero)에서 나트륨에 대해 다음과 같이 결정될 수 있다.

다이알리산스(D)는 혈액측의 이물 전해액에 대한 질량 수송(mass transport){ $Q_b \times (c_{bi}-c_{bo})$ }과, 투석기의 특정 입력에서 혈액과 투석액 사이의 이물 전해액의 농도의 차($c_{bi}-c_{di}$) 사이의 관계와 같다.

수학식 1

$$D = Q_b \cdot \frac{c_{bi}-c_{bo}}{c_{bi}-c_{di}}$$

그후, 질량 평형에 도달하기 위해:

수학식 2

$$Q_b \cdot (c_{bi}-c_{bo}) = -Q_d \cdot (c_{di}-c_{do})$$

이 되며, 따라서, 위 두 수학식 1 및 수학식 2로부터, 다음이 같이 된다.

수학식 3

$$D = -Q_d \cdot \frac{c_{di}-c_{do}}{c_{bi}-c_{di}}$$

위 수학식 1 내지 수학식 3에서:

Q_b = 유효 혈액 흐름

Q_d = 투석액의 흐름

c_b = 혈액에서 물질의 농도

c_d = 투석액에서 물질의 농도

i = 투석 기계의 입력

o = 투석 기계의 출력

유효 혈액 흐름은 제거되는 물질이 용해된 혈액 분율(分率)(blood fraction)의 흐름인데, 즉 이 분율은 이 물질에 대한 용액의 (액상)체적에 관련된다. 물질에 따라, 이것은 플라즈마 물 흐름(plasma water flow)이거나 혈액 물 흐름(blood water flow), 즉 충만한 혈액(full blood)에서 전체 물 분율(total water fraction)일 수 있다.

헤모다이알리시스의 파라미터의 생체 내 결정을 위한 알려진 방법은 위에서 설명된 사항에 기초하고 있다. 이것은 상당한 위험 소스를 나타내기 때문에, 혈액 측의 측정을 위한 어떤 직접적인 간섭도 없이 처리해 나가는 노력을 해야 한다. 따라서 결정되어지는 값은 투석 측에 이루어진 측정값으로부터만 유도되어야 한다.

독일 특허 DE 39 38 662 C2(EP 0 428 927 A1)는 헤모다이알리시스의 파라미터의 생체 내 결정을 위한 방법을 개시하는데, 그 방법에서 투석물-전해액 수송이 서로 다른 두 개의 투석 입력 농도에서 각 경우에 측정된다. 혈액 입력 농도가 일정하다고 가정하면, 알려진 방법에 따라 다이알리산스는, 투석기의 입력 측의 투석액 이온 농도와 출력 측의 투석액 이온 농도의 차이들 사이의 차이가 제 1 및 제 2 측정시에 결정되는 것으로 결정되며; 이것은 제 1 측정과 제 2 측정시에 입력 측의 투석액 이온 농도의 차이 만큼 나뉘어지며, 투석액 흐름만큼 곱해진다. 이 방법에서, 비교적 긴 측정 시간은, 투석액이 새로운 입력 농도값으로 조정되고 난 후에 새로 측정된 값이 기록되기 전에 투석기 출력이 평형 안정 상태가 확립되어야만 한다는 사실로 기인될 수 있는 단점이다. 시스템-관련 인자 때문에, 투석기 입력에서 도전률(conductivity)의 급격한 상승이 투석기의 출력에서 안정 상태로 가게 하기까지 특정 시간(specific time)이 있을 것이다. 더욱이, 장비가 투석액 입력 농도에 대해 일정한 값으로 조정되도록 하기 위해 비교적 긴 시간이 필요하다.

유럽 특허 EP 0 272 414 B1은 헤모다이알리시스 동안 도관 혈액 체적(intravasal blood volume) 변화를 결정하는 장치를 기술한다. 도관 혈액 체적 외에, 투석기의 다이알리산스도 결정된다. 다이알리산스를 결정하는데 사용되는 측정법이 자세하게 기술되지는 않지만, 다이알리산스를 결정하기 위해 도전률 측정이 혈액 측과 투석액 측에 모두 이루어져야 하는 것이 제안되며, 그 혈액 측과 투석액 측의 도전률 변화를 통해 적분(integral)이 형성된다.

닐스(Niels) A. 라센(Lassen), 올레 헨릭센(Ole Henriksen), 퍼 세즈르젠(Per Sejrzen)의 생리학 편람{심장 혈관 시스템(The Cardiovascular System), 볼륨 3, 말초 순환 및 장기 혈액 흐름, 파트 I, 미국 생리학 협회, 1983}의 논문은, 신호 회선(signal convolution)의 문제가 중요한 역할을 할 때, 주사와 차후 농도의 측정에 대한 내부 코포털 순환 루프(intra corporal circulation loop)의 농축괴(bolus) 응답에 대해 더 자세한 논의를 제공한다.

발명의 상세한 설명

본 발명의 목적은 인체 외부 혈액 처리 동안 다이알리산스의 신속한 결정을 가능하게 하는 방법을 기술하는 것이다. 본 발명의 추가 목적은 이 방법을 위한 장치를 기술하는 것이다.

본 발명에 따라, 이들 목적은 청구항 1 항 또는 청구항 4 항에 각각 개시된 특징을 통해 달성된다.

초기 값(cdil)으로부터 시작하여 농도(cd)를 결정하기 위해, 투석액 내의 특정 물질의 농도는 투석액 경로 내에 있는 투석기{투석액 입력 농도(cdil)}의 상류(upstream)에서 변경되며, 그후 초기값으로 다시 한번 조정된다. 예를 들어, 투석 처리에 영향을 주지 않는, 고장성(hypertonic)의 NaCl 용액의 농축괴가 투석기로부터 상류에서 투석액 경로에 추가될 수 있다. 그후, 투석기{투석액 출력 농도(cdo)}의 하류(downstream)에서 투석액 내에 있는 물질의 농도가 측정된다; 이것은 미리 결정된 초기값으로부터 시작하여 변하며, 그후 초기값으로 다시 조정된다. 투석액 입력 농도의 변화가 시간에 따라 농도의 변동에 관해 알려져 있지 않다면, 투석기로부터 상류에서 물질의 농도가 또한 측정된다.

다이알리산스의 결정은 두 적분(two integrals)의 계산에 기초하며, 이 두 적분으로부터 몫이 형성된다. 이 몫은 시간에 대해 투석액 출력 농도(cdo)와 초기값(cdo1) 사이의 차이의 적분과, 시간에 대해 투석액 입력 농도(cdi)와 초기값(cdi1) 사이의 차이의 적분으로부터 계산되며, 다이알리산스는 투석액 경로 내에서 투석액의 미리 결정된 흐름률과 이 몫을 사용하여 결정된다. 농축액 농축괴(concentrate bolus)의 폭에 기초하여 비교적 좁은 한계(narrow limits) 내에서 적분이 수행될 수 있다.

투석액 입력 농도에 대해 반드시 상수값을 설정해야 할 필요가 없다는 점이 이점이다. 농축액 농축괴를 투석액 급송 라인 내로 비교적 제어되지 않게 추가해도 충분하다.

투석액의 입력 농도(input concentration) 또는 출력 농도는 투석액의 도전률을 측정함으로써 결정되어야 하는 것이 바람직하다. 도전률 센서 대신에 투석액 경로 내에서 투석액 입력 또는 출력 농도들을 측정하기 위해 광 센서와 다른 센서를 사용하는 것도 가능하다.

본 발명에 따른 방법과 이 방법을 위한 장치는 본 명세서에 첨부된 도면에 대해 아래에서 더 자세하게 기술될 것이다.

도면의 간단한 설명

도 1은 헤모다이알리시스 장치의 핵심 성분과 함께 다이알리산스를 결정하는 장치를 개략적으로 도시하는 도면.

도 2는 시간의 함수로서 투석액 입력 및 출력 농도들을 도시하는 도면.

실시예

투석 장치의 투석기의 다이알리산스(dialysance)(D)를 결정하는 장치는 별개의 구조적 그룹을 형성할 수 있다. 이 그룹은 투석 장치의 구성요소 부분일 수 있는데, 특히 다이알리산스를 결정하는 장치의 몇몇 구성요소는 알려져 있는 투석 장치에 이미 존재하기 때문이다. 투석 장치의 핵심 구성요소와 함께, 다이알리산스를 결정하는 장치가 아래에 설명된다.

투석 장치는 반투막(2)에 의해 혈액 챔버(3)와 투석액 챔버(4)로 분리된 투석기(1)를 포함한다. 혈액 공급 라인(5)은 환자로 부터 혈액 챔버(3)의 입구로 유입되며, 혈액 회귀 라인(6)은 혈액 챔버(3)의 출구로부터 다시 환자에게로 들어간다. 인체 외부 순환 시스템(extra corporal circulatory system)에서 혈액 흐름률을 설정하는 혈액 펌프(7)는 혈액 공급 라인(5)과 결합된다.

투석액 챔버(4)의 입구는 투석액 공급 라인(8)을 통해 투석액 소스(9)와 연결되며, 투석액 챔버의 출구는 투석액 배출 라인(10)을 통해 출구(11)에 연결된다. 투석액 경로 내에서 투석액의 흐름률을 설정하는 투석액 펌프(12)는 투석액 배수 라인(10)과 결합된다.

혈액 펌프(7)와 투석액 펌프(12)는 제어 라인(13, 14)을 통해 투석 장치의 중앙 제어 유닛(15)으로부터 활성화되며, 이 제어 유닛은 펌프에 의해 전달된 체적을 설정하는데 사용되는 입력 유닛(16)을 구비한다.

투석기(1)의 입력에서 투석액의 물질 농도와, 투석기(1)의 출구에서 투석액의 물질 농도를 결정하기 위해 측정 장치(17, 18)는, 투석액 공급 라인(8)과 투석액 배수 라인(10)에 각각 배치된다. 투석기(1)로부터 상류와 하류에, 투석액 입력 및 출력 농도(cdi, cdo)를 결정하는데 사용되는, 측정 장치(17, 18)는, Na의 농도에 기초한 투석액의 온도-보정 도전률(temperature-corrected conductivity)을 바람직하게 측정하는 도전률 센서를 가진다. 도전률 센서는 데이터 라인(19, 20)을 통해 메모리 유닛(21)에 연결된다. 메모리 유닛(21)은 센서로부터 측정값을 수신하며 이들 값을 시간에 따라 순차적으로 저장한다. 측정값은 데이터 라인(22)을 통해 컴퓨터 및 분석 유닛(23)으로 전송된다. 컴퓨터 및 분석 유닛은 투석액 펌프(12)에 의해 전달되는 투석액 경로 내의 투석액의 흐름률을 데이터 라인(24)을 통해 투석 장치의 중앙 제어 유닛(15)으로부터 수신한다. 디스플레이 장치(26)는 데이터 라인(25)을 통해 컴퓨터 및 분석 유닛에 연결되며, 이 디스플레이 장치는 투석기의 다이알리산스(D)와, 선택적으로, 헤모다이알리시스(haemodialysis)의 다른 파라미터들을 보여준다.

투석액 입력 농도(cdi)를 변경하기 위한 장치(27)는 투석기(1)로부터 상류에서 결합된다. 이 장치(27)를 사용하면, 투석기로 흐르는 투석액에 농축액의 농축괴를 추가하는 것이 가능하며, 그 결과 투석액의 Na 농도는 투석기로부터 상류에서 짧은 시간 동안 증가된다.

다이알리산스(D)를 결정하도록 이루어진 측정값은 제어 유닛(28)을 통해 처리되며, 이 제어 유닛(28)에는 투석액의 Na 농도를 변경하는 장치(27)와, 컴퓨터 및 분석 유닛(23)이 데이터 라인(29, 30)을 통해 연결된다.

다이알리산스(D)를 측정하는 제어 유닛(28)에 저장되어 있는 프로그램은 이후에 더 자세히 기술될 것이다.

측정 시작시, 미리 결정된 Na 농도에 있는 투석액은 투석액 펌프(12)를 통해 결정된 흐름률(Qd)로 투석기(1)의 투석액 챔버(4)를 통해 흐르게 된다. 이 장치(27)는 이제 짧은 시간 주기 동안 투석액 입력 농도(cdi) (농축액 농축괴)를 증가시키며, 이것은 투석기로부터 상류에 결합된 도전률 센서(17)에 의해 기록된다. 투석 동안 설정된 투석액 출력 농도(cdo)는 투석기로부터 하류에 결합된 도전률 센서(18)에 의해 포착된다.

도 2 는 투석기로부터 상류와 하류에 투석액 입력 및 출력 농도(cdi, cdo)에 대한 곡선을 도시한다. 컴퓨터 및 분석 유닛은, 투석액 출력 농도(cdo1) 및 입력 농도(cdi1)의 초기값, 즉 미리 결정된 투석액 흐름률(Qd)로부터와, 다음의 수학적 식 4에 따라 투석액 입력 및 출력 농도{cdi(t), cdo(t)}의 시간에 대한 진행으로부터 다이알리산스(D)를 계산한다:

$$D = Qd \left(1 - \frac{\int_{\text{농축괴}} (cdo(t) - cdo1) dt}{\int_{\text{농축괴}} (cdi(t) - cdi1) dt} \right)$$

수학적 식 4

이 계산된 다이알리산스(D)는 그후 장치(26) 상에 디스플레이 된다. 만약 다이알리산스(D)가 알려지면, 추가적인 헤모다이내믹(haemodynamic) 파라미터, 예를 들어, 혈액 입력 농도(cbi)가 수학적 식 4를 사용하여 계산될 수 있으며 그후 디스플레이 된다.

분모 $\int (c_{di}(t) - c_{di1}) dt$ 는 도 2에서 곡선 I 아래에 있는 A 라고 명명된 면적에 해당하는데, 상기 곡선 I은 투석액 입력 농도(c_{di})의 시간에 대한 변화를 기술한다. 분자 $\int (c_{do}(t) - c_{do1}) dt$ 는 곡선 II 아래의 면적(B)에 해당하며, 상기 곡선 II 은 투석액 출력 농도(c_{do})의 시간에 대한 변화를 기술한다.

적분 한계는, 다이알리산스(D)가 충분한 정밀도로 결정될 수 있도록 설정될 것이다. 이 적분 한계는 농도 농축피의 폭에 기초한다.

이 방법을 단순화 하기 위하여, 그 몫에 대한 경험적인 스케일링 팩터가 그 몫(quotients)들에 대해 사용될 수 있으며, 또는 예를 들어 너무 작은 적분 한계로 인해 야기되는 시스템 변동을 고려하기 위하여 개별 적분에 대해 별도로 사용될 수 있다.

추가적으로, 초여과률(ultrafiltration rate) $UF \neq 0$ 및 $UF \gg Q_B$ 가 사용되는 경우에는 수학식 4 대신에, 이하의 수학식 5 를 사용할 수 있다.

$$D = \frac{\int (c_{di}(t) - c_{di1}) dt - \int (c_{do}(t) - c_{do1}) dt [Q_d - UF] + \int (c_{do}(t) - c_{do1}) dt UF}{\int (c_{di}(t) - c_{di1}) dt (1 - \frac{UF}{Q_b})}$$

수학식 5

산업상 이용 가능성

본 발명은 인체 외부 혈액 처리 동안 다이알리산스의 신속한 결정을 가능하게 하는데 이용된다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

삭제

청구항 2.

삭제

청구항 3.

삭제

청구항 4.

혈액 처리 장치와 함께 사용하기 위한 장치로서,

처리되어지는 혈액은 투석기의 혈액 챔버를 통해 인체 외부 순환 루프 내에서 흐르며, 상기 혈액 챔버는 반투막에 의해 상기 혈액 챔버와 투석액 챔버로 분리되며, 또 투석액은 상기 투석기의 상기 투석액 챔버를 통해 투석액 경로 내에서 흐르며, 상기 투석액의 흐름률(Q_d)을 전달하는 투석액 펌프는,

상기 투석기로부터 상류에 상기 투석액 경로 내에서 상기 투석액의 특정 물질의 농도{투석액 입력 농도[$c_{di}(t)$]}를 미리 결정된 시작 값(c_{di1})으로부터 시작하여 변경시키며, 또 상기 투석액 입력 농도를 상기 시작 값으로 재조정하는 장치(27)와,

상기 투석기로부터 하류에 상기 투석액의 상기 물질의 농도{투석액 출력 농도[$c_{do}(t)$]}를 측정하는 측정 장치(18)와,

상기 투석액 입력 농도[$c_{di}(t)$]와 상기 투석액 출력 농도[$c_{do}(t)$]로부터 상기 다이알리산스(D)를 결정하기 위해 컴퓨터 및 분석 유닛(23)을 갖는 상기 투석액 경로 내에 결합되는, 상기 혈액 처리 장치와 함께 사용하기 위한 투석기의 다이알리산스 결정 장치에 있어서,

상기 컴퓨터 및 분석 유닛(23)은, 시간(t)에 대한 상기 투석액 출력 농도[$c_{do}(t)$]와 상기 미리 결정된 초기 값(c_{do1}) 사이의 차이의 적분과, 시간(t)에 대한 상기 투석액 입력 농도[$c_{di}(t)$]와 상기 초기값(c_{di1}) 사이의 차이의 적분으로부터 그 몫(quotient)이 계산되며, 상기 다이알리산스(D)는 상기 결정된 몫들과, 상기 투석액 경로 내에서 상기 투석액의 상기 미리 결정된 흐름률(Qd)에 기초하여 결정될 수 있도록 구성되는 것을 특징으로 하는, 투석기의 다이알리산스 결정 장치.

청구항 5.

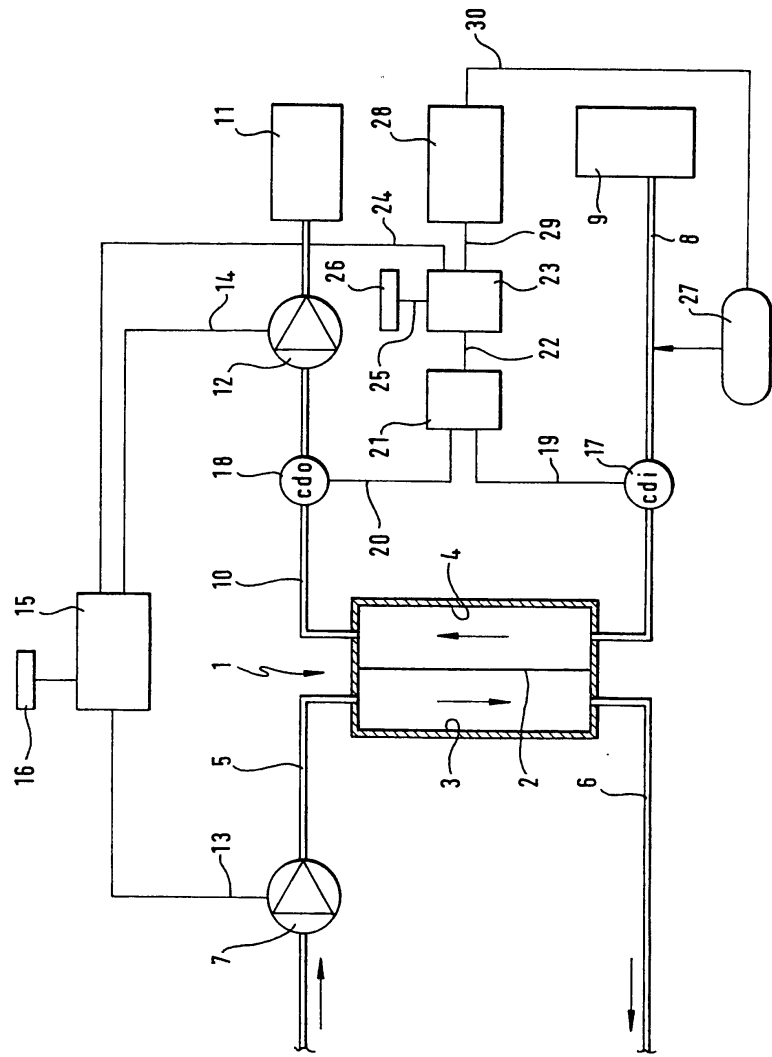
제 4 항에 있어서, 상기 투석액 입력 농도[$c_{di}(t)$]를 측정하는 측정 장치(17)는 상기 투석기에서부터 상류에 결합되는 것을 특징으로 하는, 투석기의 다이알리산스 결정 장치.

청구항 6.

제 4 항 또는 제 5 항에 있어서, 상기 투석액 입력 또는 출력 농도[$c_{di}(t)$, $c_{do}(t)$]를 측정하는 측정 장치는 상기 투석액 경로 내에서 상기 투석기로부터, 상류 또는 하류에 각각 배치된 도전률 센서(17,18)를 구비하는 것을 특징으로 하는, 투석기의 다이알리산스 결정 장치.

도면

도면1



도면2

