(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. 7
G01F 1/66

(11) 공개번호 특2001 - 0087166
(43) 공개일자 2001년09월15일

(21) 출원번호 10 - 2001 - 0004211
(22) 출원일자 2001년01월30일

(30) 우선권주장 09/495,231 2000년01월31일 미국(US)

(71) 출원인 지이 메디컬 시스템즈 글로발 테크놀러지 캄파니 엘엘씨
추후제출
미국 위스콘신주 53188 워케샤 노오스 그랜드뷰 블루바드 3000

(72) 발명자 루빈조나단엠
미국미시건주48103앤아버웨스트휴런리버드라이브3650
포올케스제프리브라이언
미국미시건주48103앤아버사운더스크레스센트1425
터트힐테레사앤
미국미시건주48105앤아버아파트먼트430에이그린브라이어블루바드3552
홀애니린드세이
미국위스콘신주53151뉴베를린웨스트탑 - 오 - 힐드라이브16015

(74) 대리인 김창세
장성구

심사청구 : 없음

# (54) 초음파 시스템 및 유체의 유량 측정 방법

## 요약

용기(VE)내에서 유체의 유량이 초음파 시스템에 의해 측정된다. 용기 내에서 유체로부터 후방산란된 초음파 파동은 스캔 평면(IP)에서 유체의 유속($V_x$ 및 $V_y$)의 구성요소를 나타내는 속도 값이 계산되는 데이터를 발생시킨다. 그레이 스케일 데이터는 상관되고 데이터의 비상관 비율(D)은 계산된다. 유체의 유량(F)은 속도 신호와 비상관 비율(D)에 응답하여 추정된다.

## 대표도

도 1

## 명세서

## 도면의 간단한 설명

도 1은 바람직한 실시예와 관련하여 사용하기 적합한 B-모드 초음파 촬상 시스템 및 컬러 이동에 관한 신호 프로세싱 체인을 도시하는 개략적인 블록도,

도 2는 도 1에 도시된 중간 프로세서 컬러 이동 장치를 도시하는 개략적인 블록도,

도 3은 도 1에 도시된 중간 프로세서 B-모드 장치를 도시하는 개략적인 블록도,

도 4는 도 1에 도시된 시스템의 일부의 추가적인 세부사항을 도시하는 개략적인 블록도,

도 5는 유체가 이동하는 용기에 관해 도 1에 도시된 초음파 변환기의 예시적인 오리엔테이션을 도시하는 개략적인 블록도,

도 6은 $B_x$ (측면)와 $B_y$ (축)로부터의 이론적인 타원형 맞춤 및 정면/측면 평면에 대한 15° 증가에 관해 도 5에 도시된 변환기에 의해 발생된 초음파 빔의 계산된 빔 상관 폭을 도시하는 그래프.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

B : 빔FL : 이동 방향

VE : 관심 영역(예를 들어, 용기)IP : 스캔 평면

F : 유체의 유량D1, D2 : 스캔 각도

D : 비상관 비율2 : 초음파 변환기 어레이

4 : 빔형성기6 : 복조기

7 : 코너 터너 메모리8G : 중간 프로세서

8C : 중간 프로세서9 : 월 필터

10 : 포락선 검출기11 : 파라미터 추정기

11A, 11B 및 11C : 컨덕터12 : 대수적 압축

13 : 데이터 압축 모듈14 : 스캔 변환기

16 : 영상 프로세서18 : 디스플레이 모니터

22 : 음향 라인 메모리24 : X-Y 메모리

24C, 24G : 메모리 위치26 : 주 제어기

28C, 28G : 메모리 위치29 : 키보드

30 : 중앙 처리 장치(CPU)32 : RAM

34 : 제어 버스

## 발명의 상세한 설명

### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명의 배경은 본 명세서의 종래기술 하단에 나타나는 다수의 참조 문헌의 도움으로 설명될 것이다. 유체(예를 들어, 혈액)의 유량의 수량화(quantification of volumetric fluid flow)는 심장 질환의 진단, 경동맥 협착(cartoid stenosis), 관상동맥 경화증(coronary arteriosclerosis), 및 신부전증(renal failure)과 같은 임상 응용을 포함하는 다양한 응용에서 이로울 것이다. 도플러(Doppler)는 초음파로 혈액 이동을 측정하기 위한 전류 임상 표준이다. 초음파 빔 펄스에 가까워지거나 멀어지는 유체 이동은 고주파 펄스(insonifying pulse)의 파장을 수정한다. 유체 운반 용기(예를 들어, 혈관)의 오리엔테이션과 빔 사이의 각도를 알고 있다고 가정한다면, 용기에서의 유체의 유속은 결과적인 도플러 주파수 쉬프트로부터 계산된다. 체적 이동 측정에 관한 현재의 방법은 초음파 빔의 스캔 평면에서 용기의 중앙 축을 맞추고(orient), 그 후 원형적으로 대칭인 루멘(circularly symmetrical lumen)을 가정하여 총 이동 체적을 계산하기 위해 음파촬영기(sonographer)를 필요로 한다. 흔히 맞지 않는 이러한 가정은 많은 에러를 야기하여 그 방법의 응용을 매우 어렵게 한다.

평면 이동 속도(즉, 초음파 빔 스캔 평면에서의 속도)를 결정하기 위해 복수의 도플러 빔을 사용하는 것이 수 십년 동안 알려져 왔다(Wang 1982)[1]. 두 개의 결합평면(co-planar) 빔과 삼각 관계(trigonometric relations)를 이용함에 있어서, 유도된 측정 속도는 각도와 무관하다.

연속적인 초음파 A-라인의 교차-상관(cross-correlation)은 도플러의 엘리어싱 모호성(aliasing ambiguity)을 제거한다(Bonnefous 1986)[13].

순차적인 프레임 사이에서 패턴의 상관인 스페클 트래킹(speckle tracking)이 1차원과 2차원 이동 벡터를 결정하는데 사용되어 왔다(Trahey 1987)[2]. 체적 초음파 스캔의 발전에 따라서, 상관 검사 알고리즘은 다소 성공적으로 3차원에서 적용되어 왔다(Morsy 1999)[3].

축이 아닌(non-axial) 이동 요소의 크기를 수량화하는 첫 번째 방법의 하나는 뉴하우스(Newhouse 1987)[4]에 의해 개발되었고 초음파 RF 신호의 스펙트럼 확장(spectral broadening)에 근거하였다.

최근에는, 앤더슨(Anderson 1998)[5]이 측면 이동을 수량화하기 위해 포인트 확산 함수의 공간 웨이팅(spatial weighting)을 사용하였다. 유사 연구에 있어서, 젠센(Jensen 1998)[6]은 변환기 요소의 애퍼디에이션(apodization)에 의해 발생된 횡 공간 변조를 축 이동에 횡으로 하나 또는 두 개의 방향으로 이동을 수량화하는데 적용하였다. 이러한 방법 모두는 2차원 이동만을 결정한다.

에코 신호의 비상관을 사용하여 혈액 속도를 추정하는 것은 또한 상당히 잘 입증되어 왔다. time rate-of-change of A-lines을 사용함에 있어서, 뱀버(Bamber 1988)[7]는 비상관이 조직 이동과 혈액 이동을 이미지화하는데 사용될 수 있다는 것을 입증하였다. 더 정량적으로, 리(Li 1997)[8]등은 RF 신호의 비상관이 측면 변위와 선형적으로 관련된다는 것을 입증하였다. 그레이스케일 비상관을 사용하여 조영증강된(contrast-enhanced) 혈액 이동에서 변화율을 검출하는 것이 또한 동물 연구에서 이전부터 입증되어 왔다(Rubin 1999)[9].

참조 문헌

[1] Wang W, Yao L. A double beam Doppler ultrasound method for quantitative blood flow velocity measurement. Ultrasound Med Biol 1982;8:421-425.

[2] Trahey GE, Allison JW, von Ramm OT, Angle independent ultrasonic detection of blood flow. IEEE Trans Biomed Eng 1987;34:965-967.

[3] Morsy AA, von Ramm OT. FLASH correlation: A new method for 3-D ultrasound tissue motion tracking and blood velocity estimation. IEEE Trans Ultra Ferro Freq Con 1999;46:728-736.

[4] Newhouse VL, Censor D, Vontz T, Cisneros JA, Goldberg BB. Ultrasound Doppler probing of flows transverse with respect to beam axis. IEEE Trans Biomed Eng 1987;34:779-789.

[5] Anderson ME. Multi-dimensional velocity estimation with ultrasound using spatial quadrature. IEEE Trans Ultra Ferro Freq Con 1998;45:852-861.

[6] Jensen JA, Munk P. A new method for estimation of velocity vectors. IEEE Trans Ultra Ferro Freq Con 1998;45:837-851.

[7] Bamber J, Hasan P, Cook-Martin G, Bush N. Parametric imaging of tissue shear and flow using B-scan decorrelation rate (abstr). J Ultrasound Med 1988;7:S135.

[8] Li WG, Lancee CT, Cespedes EI, vanderSteen AF, Bom N. Decorrelation of intravascular echo signals: Potentials for blood velocity estimation. J Acoust Soc Am 1997;102:3785-3794.

[9] Rubin JM, Fowlkes JB, Tuthill TA, Moskalik AP, Rhee RT, Adler RS, Kazanjian S, Carson PL, Speckle decorrelation flow measurement with B-mode US of contrast agent flow in a phantom and in rabbit kidney. Radiology 1999;213;429:437.

[10] Tuthill TA, Krücker JF, Fowlkes JB, Carson PL Automated three-dimensional US frame positioning computed from elevational speckle decorrelation. Radiology 1998;209:575-582.

[11] Wear KA, Popp RL. Methods for estimation of statistical properties of envelopes of ultrasonic echoes from myocardium. IEEE Trans Med Imag 1987;6:281-291.

[12] Adler RS, Rubin JM, Fowlkes JB, Carson PL, Pallister JE. Ultrasonic estimation of tissue perfusion: a stochastic approach. Ultrasound Med Biol 1995;21:493-500.

[13] Bonnefous O, Pesque P. Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation. Ultrasonic Imag 1986;8:73-85.

[14] Chen J, Fowlkes JB, Carson PL, Rubin JM. Determination of scan-plane motion using speckle decorrelation: theoretical considerations and initial test. Int J Imaging Syst Technol 1997;8:38-44.

[15] Chen, JR,, Fowlkes JB, Carson PL, Rubin JM, Adler RS. Autocorrelation of integrated power Doppler signals and its application. Ultrasound Med. Biol. 1996; 22: 1053-1057.

## 발명이 이루고자 하는 기술적 과제

바람직한 실시예는 관심 영역 내에서 유체의 유량을 측정하기 위한 초음파 시스템에서 유용하다. 그 환경에 있어서, 초음파 파동은 바람직하게 초음파 변환기에 의해 스캔 평면을 규정하는 전송 방향으로 용기에 전송된다. 데이터 신호는 용기 내에서 유체로부터 후방산란된 초음파 파동에 응답하여 발생된다. 스캔 평면에서 유체의 유속의 구성요소를 나타내는 속도 값을 갖는 속도 신호는 데이터 신호로부터 발생된 데이터에 응답하여 발생된다. 데이터의 일부는 상관되고, 비상관 부분의 비율은 계산된다. 유체의 유량은 속도 신호와 비상관 비율에 응답하여 추정된다. 방법은 바람직하게 초음파 변환기와 데이터 프로세서로 구현된다.

전술한 방법을 사용함으로써, 용기 내에서의 유체의 유량이 스캔 각도와 무관하고 용기 형태 또는 이동 경로(geometry)에 대한 어떤 가정도 없이 결정될 수 있다. 예를 들어, 본 발명의 방법은 상술한 종래의 방법이 전형적으로 취한 어떤 가정도 없이 진정한 혈액 체적 이동을 추정하게 한다. 바람직한 실시예의 방법은 현재 시장에서 대부분의 표준 초음파 변환기 어레이 스캔헤드와 결합될 수 있다. 본 발명의 방법은 견실하고 실시간으로 구현될 수 있다.

## 발명의 구성 및 작용

도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 적합한 그레이 스케일 촬상 시스템과 컬러 이동에 관한 기본 신호 프로세싱 체인은 초음파 변환기 어레이(2)를 포함하는데, 여기서 초음파 변환기 어레이(2)는 전형적으로 킬로헤르츠 범위인 펄스 반복 주파수(Pulse Repetition Frequency : PRF)에서 반복적으로 점호되는 길이(P)의 톤버스트(tone burst)를 포함하는 펄스 시퀀스를 전송하도록 활성화된다. 버스트 길이(P)를 포함하는 펄스 시퀀스는 컬러 이동과 B-모드 프로세싱에서 상이하다. 컬러 이동 촬상에 있어서, P는 4에서 8까지의 주기일 수 있으며, 톤버스트는 동일한 전송 특성을 갖는 동일한 전송 초점 위치에서 초점이 맞춰진다.

동일한 전송 초점 위치에서 초점이 맞춰진 일련의 컬러 이동 전송 점호는 "패킷"으로 지칭된다. 각각의 전송 빔은 스캔되는 물체를 통해 전달되고 물체에서 초음파 산란자(scatter)에 의해 반사된다.

복귀 RF 신호는 변환기 소자에 의해 검출되고 빔형성기(4)에서 개별적인 수신 채널에 의해 수신된다. 빔형성기는 지연된 채널 데이터를 합산하고 복조기(6)에 의해 동상(in-phase) 및 정방형(I/Q) 신호 요소로 복조되는 빔 합산 신호로 출력한다. 복조기(6)로부터 출력된 B-모드(I, Q)는 그레이 스케일 B-모드 프로세싱을 위해 중간 프로세서(8G)에 전송되고, 복조기(6)로부터 출력된 컬러 이동(I, Q)은 컬러 프로세싱을 위해 중간 프로세서(8C)에 전송된다.

도 2는 중간 프로세서(8C)를 도시한다. 복조기(6)로부터의 I/Q 신호 요소는 코너 터너 메모리(corner turner memory : 7)에 저장되는데, 코너 터너 메모리의 목적은 혹 인터리브된(possibly interleaved) 점호로부터의 데이터를 버퍼하고 주어진 영역 셀에서 점호동안에 포인트의 벡터로서 데이터를 출력한다. 데이터는 각각의 점호를 위해 "고속", 또는 순차적으로 영역이 줄어들면서(down range)(벡터를 따라서) 수신된다. 코너 터너 메모리의 출력은 각각의 영역 셀을 위해 "저속", 또는 점호에 의해 순차적으로 재정돈된다. 결과적인 "저속" I/Q 신호 샘플은 정지 또는 매우 저속 이동 조직에 대응하는 어느 클러터(clutter)를 거절하는 월 필터(9)를 통과한다. 그 후 필터된 출력은 영역 셀 정보를 매개 자동상관 파라미터(N, D 및 R(0))로 변환하는 파라미터 추정기(11)에 삽입된다. N과 D는 다음과 같이 자동상관 방정식에 관한 계산자(numerator and denominator)이다 :

$$N = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad \text{(A)}$$

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad \text{(B)}$$

여기서, $I_i$와 $Q_i$는 점호(i)에 관해 복조되고, 기저대역된 입력 데이터이며, M은 패킷에서 점호수이다. R(0)은 다음과 같이 패킷에서 점호수 동안의 제한된 합산으로서 근사화된다 :

$$R(0) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{(I_i^2 + Q_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_{i+1}^2)}{2} \qquad (C)$$

여기서 R(0)은 컬러 이동 전송 점호로부터의 후방산란의 컬러 이동 파워를 나타낸다.

프로세서는 N과 D를 각각의 영역 셀에 관한 크기와 위상으로 변환한다. 사용되는 방정식은 다음과 같다 :

$$|R(T)| = \sqrt{N^2 + D^2} \qquad (D)$$

$$\phi(T) = \tan^{-1}\left[\frac{N}{D}\right] \qquad (E)$$

여기서 R(T) 및 Φ(T) 각각은 제 1 래그(lag) 자동상관 함수의 크기와 위상이다. 래그란 용어는 시간 간격을 나타내는데 사용된다. 예를 들어, 래그는 프레임간(frame-to-frame) 증가 또는 점호간(firing-to-firing) 증가일 수도 있다. 방정식 (A) 내지 (C)가 나타내는 바와 같이, 정확한 자동상관 함수는 패킷에서 점호수내에서 알려진 데이터를 한정 합산함으로써 근사화된다.

파라미터 추정기는 크기와 위상값을 컨덕터(11A, 11B 및 11C)상으로 제각기 전송되는 파워, 속도 및 난류(turbulence) 또는 분산(variance)의 추정치를 나타내는 값을 갖는 신호로 처리한다. 위상은 아래에 나타나는 바와 같이 속도에 비례하는 평균 도플러 주파수를 계산하는데 사용된다 ; R(0) 및 | R(T) | (크기)는 난류를 추정하는데 사용된다.

헤르츠인 평균 도플러 주파수는 N과 D의 위상 및 T에서의 펄스 반복으로부터 얻어진다 :

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T}\tan^{-1}\left[\frac{N}{D}\right] = \frac{1}{2\pi T}(\phi(T)) \qquad (F)$$

평균 속도는 아래의 도플러 쉬프트 방정식을 사용하여 계산된다. 이동 방향과 샘플링 방향 사이의 각도(θ)를 알지 못하기 때문에, 코사인 θ는 1.0이라고 가정된다.

$$\bar{v} = \frac{\bar{f}}{f_o}\frac{c}{2\cos\theta} \qquad (G)$$

바람직하게, 파라미터 추정기는 매개 출력으로서 평균 도플러 주파수를 계산하지는 않지만, 순람표(look-up table)를 사용하여 프로세서의 위상 출력으로부터 $\bar{v}$ 를 직접 계산한다. 그러나, 어떤 속도 추정기는 후술할 방정식 (1) 내지 (6)이 나타내는 계산을 위해 사용될 수 있다. 속도 추정은 지연 교차 상관, 자동회귀(autoregression)등을 포함할 수도 있다.

난류는 평균 도플러 주파수의 분산의 2차 시리즈 확장으로서 시간 도메인에서 계산될 수도 있다. 난류에 관한 시간 도메인 표현은 제로 래그(zero-lag) 및 일 래그(one-lag) 자동상관 함수(R(0) 및 R(T))를 제각기 계산하는 것을 수반한다.

난류에 관한 시간 도메인 표현은 다음과 같이 표현될 수도 있다 :

$$\sigma^2 = \frac{2}{(2\pi T)^2}\left[1 - \frac{|R(T)|}{R(0)}\right] \quad \text{(H)}$$

평균값 신호 Φ(T)는 이동 반사기의 평균 도플러 주파수 쉬프트의 추정치인데, 차례로 평균 혈액 이동 속도에 비례한다. 분산 신호 $\sigma^2$는 기저대역 에코 신호의 이동 신호 요소의 주파수 확산을 나타낸다. 이 값은 다수의 속도의 혼합을 수반하는 이동 난류를 나타낸다. 이동 반사기로부터의 신호의 강도를 나타내기 위해, 신호 R(0)는 도플러 쉬프트된 이동 신호로 복귀 파워의 양을 나타낸다.

컨덕터(11A)상의 신호 파워는 데이터 압축 커브군에 따라 데이터를 압축하는 데이터 압축 모듈(13)을 통과한다. 상이한 커브군이 상이한 스캐닝 응용에 제공될 수 있다. 예를 들어, 하나의 커브군은 신장 스캐닝에 제공되지만, 다른 커브군은 경동맥(carotid artery) 스캐닝에 제공된다. 제어기(26)는 사용자가 스캔 응용을 선택할 때 디폴토(default) 커브를 세팅한다. 동적 범위는 디스플레이(18)상에 발생되는 루멘 또는 강도의 범위를 제어한다.

도 3을 참조하면, 그레이 스케일 B-모드 중간 프로세서(8G)는 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ 의 양을 계산함으로써 빔합산 수신 신호의 포락선(envelope)을 형성하기 위한 포락선 검출기(10)를 포함한다. 신호의 포락선은 스캔 변환기(14)(도 1)에 출력되는 디스플레이 데이터를 형성하기 위해 대수적 압축(도 3에서 블록(12))같은 소정의 추가적인 B-모드 프로세싱을 경험한다.

도 1을 다시 참조하면, 컬러 이동 추정치와 그레이 스케일 디스프레이 데이터는 영상 디스플레이를 위해 데이터를 X-Y 포맷으로 변환하는 스캔 변환기(14)에 전송된다. X-Y 포맷의 스캔 변환 프레임은 영상 디스플레이를 위해 영상 데이터를 디스플레이 컬러 맵과 그레이 스케일 이미지 프레임으로 기본적으로 매핑하는 영상 프로세서(16)에 전송된다. 그 후 이미지 프레임은 디스플레이를 위해 영상 모니터(18)에 전송된다. 전형적으로, 컬러 이미지에 있어서 속도 또는 파워중 어느 하나가 단독으로 디스플레이되거나, 속도가 파워 또는 난류중 어느 하나와 관련되어 디스플레이된다. 시스템 제어는 운영자 인터페이스(예를 들어, 키보드)를 통해 운영자 입력을 수신하고 차례로 다양한 서브시스템을 제어하는 호스트 컴퓨터(도시되지 않음)가 담당한다.

영상 모니터(18)에 의해 디스플레이되는 이미지는 각각의 정보가 디스플레이에서 개별적인 픽셀의 강도 또는 밝기뿐만 아니라 이동 속도를 나타내는 데이터의 이미지 프레임으로부터 발생된다. 예를 들어, 이미지 프레임은 각각의 강도 정보가 픽셀 컬러와 밝기를 나타내는 이진수인 데이터 어레이를 포함할 수도 있다. 디스플레이 모니터(18)상의 각각의 픽셀의 밝기는 잘 알려진 방식으로 데이터 어레이에서 자신의 대응하는 요소의 값을 판독함으로써 연속적으로 새로워진다. 각각의 픽셀은 사용되는 그레이 맵과 질의(interrogating)하는 초음파 펄스에 응답하여 개별적인 샘플 체적의 후방산란 단면과 이동 평균 속도 및/또는 파워를 나타내는 컬러 값의 함수인 강도 값을 갖는다.

도 4를 참조하면, 시스템 제어는 운영자 인터페이스(도시되지 않음)를 통해 운영자 입력을 수신하고 차례로 다양한 서브시스템을 제어하는 주 제어기 또는 호스트 컴퓨터가 담당한다. 주 제어기(26)는 또한 시스템 타이밍과 제어 신호를 발생시킨다. 주 제어기(26)는 중앙 처리 장치(CPU : 30)와 RAM(32)을 포함한다. 키보드(29)는 데이터를 CPU(30)에 입력하는데 사용된다. CPU(30)는 획득된 생(raw) 데이터를 근거로 컬러 맵과 그레이를 구현하는데 사용되는 루틴(routines)을 저장하기 위해 결합된 판독 전용 메모리를 갖는다.

스캔 변환기(14)는 음향 라인 메모리(22)와 X-Y 메모리(24)를 포함한다. 음향 라인 메모리(22)에 극좌표(R-θ)

섹터 포맷으로 저장된 컬러 모드 강도 데이터 및 B - 모드는 X - Y 메모리(24)에 저장되는 적절히 스케일된 직각 좌표 픽셀 디스플레이 데이터로 변환된다. 컬러 데이터는 메모리 위치(24C)에 저장되고, 그레이 스케일 데이터는 메모리 위치(24G)에 저장된다. 스캔 변환 프레임은 영상 디스플레이를 위해 데이터를 그레이 맵으로 매핑하는 영상 프로세서(16)에 전송된다. 그 후 그레이 스케일 이미지 프레임은 디스플레이를 위해 영상 모니터에 전송된다.

음향 샘플 데이터의 연속적인 프레임은 선입 선출(first - in, first - out) 방식으로 시네 메모리(28)에 저장된다. 컬러 프레임은 메모리 위치(28C)에 저장되고, 그레이 스케일 프레임은 메모리 위치(28G)에 저장된다. 관심 컬러 영역에 있어서, 디스플레이 픽셀에 대응하는 컬러 데이터의 모든 워드(word)에 대해서, 그 픽셀에 대응하는 B - 모드 그레이 스케일 데이터의 대응하는 워드가 존재한다. 시네 메모리는 백그라운드(background)에서 동작하는 원형 이미지 버퍼와 유사한데, 사용자에게 실시간으로 디스플레이되는 음향 샘플 데이터를 지속적으로 포착한다. 사용자가 시스템을 동결(freeze)할 때, 사용자는 시네 메모리에 이전에 포착된 음향 샘플 데이터를 검색할 수 있다.

CPU(30)는 시스템 제어 버스(34)를 통해 XY 메모리(24)와 시네 메모리(28)를 제어한다. 특히, CPU(30)는 XY 메모리(24)에서 영상 처리기(16)와 시네 메모리(28)로의 생 데이터의 이동을 제어하고 시네 메모리에서 영상 프로세서(16)와 CPU(26) 자신으로의 생 데이터의 이동을 제어한다. CPU는 또한 그레이 맵과 컬러 맵을 영상 프로세서에 로드한다.

이미지 프레임은 연속적으로 시네 메모리(28)에 수집된다. 시네 메모리(28)는 단일 이미지 검색, 복수 이미지 루프 검색, 및 다양한 제어 기능을 위한 상주 디지털 이미지 저장매체를 제공한다. 단일 이미지 시네 재생 동안에 디스플레이되는 관심 영역은 이미지 획득 동안에 사용되는 영역이다. 시네 메모리는 또한 주 제어기(26)를 통해 디지털 문서 보관 장치(도시되지 않음)로의 이미지의 전송을 위한 버퍼로서 동작한다.

바람직한 실시예는 표준 도플러 측정치를 에코 크기 비상관과 결합하는 체적 혈액 이동 측정에 관한 방법을 달성하기 위해 도 1 내지 도 4에서 설명된 형태의 시스템을 사용한다. 유체의 유량이 측정되는 용기의 오리엔테이션에 관한 지식 없이 단일 임상 변환기(2)를 사용함에 있어서, 3차원 벡터 이동 필드가 초음파 촬상 평면상으로 계산된다. 일반적으로, 체적 이동은 용기 단면(즉, 촬상 평면과 용기의 교차부)상의 비평면(out - of - plane) 이동(예를 들어, 촬상 평면을 교차하는 이동)을 적분함으로써 계산된다.

평면 속도

도 5는 관심 영역(용기(VE, 예를 들어 혈관)일 수도 있는)과 변환기(2)의 오리엔테이션에서 유체(예를 들어, 혈액)의 이동 방향(FL)을 디스플레이한다. 유체는 바람직하게 대비자(contrast agent : CA)를 포함한다. 빔(B)에서 도플러 초음파 파동은 방향(D1 및 D2)(예를 들어, 변환기의 표면(3)에 수직한 축(A1)으로부터 θ = +20° 및 - 20°)으로 스티어링(steer)된다. 스티어링은 분리된 B - 모드 빔 펄스 점호를 사용하여 달성된다. 방향(D1 및 D2)은 사용자가 각도를 알지 못하더라도 예를 들어 60°일 수 있는 소정의 결정되지 않는 각도에서 용기(VE)를 교차하는 스캔 평면(IP)과 촬상을 규정한다. 평면(IP)에서 빔(B)을 방향짓는 삼각법(triangulation), 교차 상관등과 같은 어느 2차원 방법이 사용될 수 있다. 이와 달리, 빔(B)의 스캐닝은 본 명세서에서 참조한 미합중국 특허 제 5,398,216호(1995년 3월 14일 홀(Hall)등이 출원한)에 개시된 스플릿 개구(split aperture) 방법을 사용하여 수행될 수도 있다. 스플릿 개구 방법을 사용함에 있어서, 빔(B)은 상이한 각도에서 용기(VE)내의 공통(common) 포인트를 향할 것이다.

도 5에서 축(x 및 y) 모두는 평면(IP)내에 존재한다. 축(z)은 정면 방향으로 향하고, 축(y)은 축 방향으로 향하고, 및 축(x)은 측면 방향으로 향한다. 축(x, y 및 z)은 직교한다.

방향(D1 및 D2)으로 스티어링된 빔에 응답하여 용기(VE)로부터 후방산란된 초음파 파동은 변환기(2)에 의해 수신되고 두개의 대응하는 " 축" 유체 속도($V_1$ 및 $V_2$)가 측정되는 데이터를 발생시키는데 사용된다. 평면(즉, 평면(IP)) 유체 속도 구성요소($V_x$ 및 $V_y$)는 그 후 다음과 같이 계산될 수 있다 :

$$V_1 = \vec{k}_1 \bullet \vec{V} = -V_x \sin\theta + V_y \cos\theta \quad (1)$$

$$V_2 = \vec{k}_2 \bullet \vec{V} = V_x \sin\theta + V_y \cos\theta \quad (2)$$

$$V_x = \frac{V_2 - V_1}{2\sin\theta} \text{ 및 } Vy = \frac{V_1 + V_2}{2\cos\theta} \quad (3)$$

$V_y$ 에 관한 측정치 에러는 코사인( θ )에 반비례하여, 큰 각도일 수록 더 정확한 결과를 제공할 것이라는 것에 유의해야 한다.

비상관

유체에서 스페클의 비상관 비율은 이동 속도 또는 빔 펄스 반복 주파수(PRF)(프로세싱 방법에 의존하는) 및 변환기(2)의 빔 특성의 함수이다. 비상관 비율은 전술한 형태의 컬러 이동 전송 점호로부터 계산될 수 있다. 구체적으로, 비상관 비율은 제로 래그 자동 상관 방정식(C)이 표현하는 바와 같이 컬러 이동 파워에 근거할 수 있다. 비상관 비율은 하나의 점호 패킷에서 다른 점호 패킷으로의 시간에서 R(0)의 값의 변화에 의해 결정된다.

비상관 비율은 또한 용기(VE)로부터 후방산란된 초음파 RF 데이터를 나타내는 그레이 스케일 데이터로부터 계산될 수 있다. 그레이 스케일 데이터에 근거한 비상관 비율은 이하에서 상세히 설명할 것이나, 당업자라면 컬러 이동 전송 점호로부터 비상관 비율을 계산하는데 원리를 적용할 수 있다. 스페클 정보를 세부적으로 통계적 분석하는 것이 전술한 참조 문헌(Tuthill et al 1998)[10]에 개시되어 있지만, 본질적인 요점과 가정은 본 명세서에도 적용된다.

완전히 현상된 스페클에 있어서, 적어도 10개의 산란자가 3차원 포인트 확산 함수에 의해 규정된 샘플 체적에 존재해야 한다. 초음파 강도의 공간 분포는 1.0의 일정 평균 표준 편차(constant mean to standard deviation)(MSD) 비율을 갖는 지수 분포여야 한다. 펄스에서 펄스로(또는 프레임에서 프레임으로)의 스페클 변화의 양은 스페클 패턴의 제 2차 통계에 직접 관련된다.

정면 축(즉, 평면(IP)에 수직한)에서 스페클 상관 함수의 유도는 본 명세서에서 설명되며, 평면(IP)에서의 측면과 축방향으로 쉽게 확장될 수 있다. 코히어런트하게 형성된 스페클에 있어서, 강도 상관 함수는 차례로 포인트 확산 함수(PSF) 자동상관에 비례하는 크기 상관 함수에 직접 관련된다. 초점이 맞은 변환기(2)를 가정하면, 빔 패턴은 그 후 빔이 초점 범위를 들어오고 나감에 따라 깊이 의존성 폭을 갖는 가우스 함수에 의해 근사화될 수 있다. 결과적으로, 측면방향에서 강도 자동상관은 또한 획득된 프레임 사이의 유체 이동(translation)에 관한 가우스 함수로 기록될 수 있고 $\sigma_x(z)$의 표준 편차, 깊이 의존성 빔 상관 폭(BCW)을 가질 것이다. 초점에서 상관 폭은 변환기의 물리적 특성에 의해 계산될 수 있거나, 더 긴 범위에 관한 상관 폭은 완전히 현상된 스페클을 발생시키는 산란자를 포함하는 팬톰(phantom)을 사용하여 캘리브레이트(calibrate)될 수 있다.

단일 픽셀 위치에 관한 시간 정규화 강도 공분산(temporal normalized intensity covariance)(C)은 그 후 가우스 형태을 갖는다(Wear 1987)[11].

$$C(\Delta t, z) \propto \exp\left(\frac{-(V_x \Delta t)^2}{2\sigma_x^2(z)}\right) \quad (4)$$

여기서 변환기 특성에 의해 결정되는 바와 같이 $V_x$는 측면 속도이고, $\sigma_x(z)$는 깊이 의존성 빔 상관 폭이다. $R_f$의 빔(B) 펄스 점호 비율에 있어서, 연속적인 A-라인으로부터 획득된 특정한 깊이에서 한 세트의 픽셀로부터의 정규화된 공분산은 그 후 점호수(n)의 함수로서 가우스 함수로 커브 맞춤될 수 있다,

$$C(n) \propto \exp\left(\frac{-(D\, n/R_f)^2}{2}\right) \quad (5)$$

여기서 인버스 세컨드(inverse second)의 단위로 비상관 값의 비율(D)은 그 깊이에 관해 빔 상관 폭에 의해 나뉘는 속도에 등가이다. 최종 결과는 한 세트의 그레이 스케일 A-라인 또는 한 세트의 그레이 스케일 B-스캔 프레임으로부터 스페클 범위에 관한 상관 함수를 가우스 커브에 맞춤으로써, 그 세트에 대한 평균 속도가 계산될 수 있다. 비상관 비율은 Tuthill(1998)[10] 및 Rubin(1999)[9], 다른 참조 문헌에서 설명되는 방법에 의해 계산될 수 있다. 비상관은 또한 도플러 정보(Adler 1995)[12] 및 (Chen 1996)[15]로부터 계산될 수 있으나, 어떤 응용에서는 바람직한 방법이 아닐 수도 있다.

체적 이동에 있어서, 비상관은 현재 모든 3차원을 포함하다록 확장될 수 있다. 타원형 샘플 체적을 가정한다면, 커브-맞춤 비상관 값(D)은 속도 요소에 직접 관련된다,

$$D^2 = \frac{V_x^2}{B_x^2} + \frac{V_y^2}{B_y^2} + \frac{V_z^2}{B_z^2} \quad (6)$$

여기서 $B_i$는 i차 방향으로의 빔 상관 폭(BCW)이다. BCW는 스페클 팬톰을 사용하여 캘리브레이트되고 깊이와 변환기의 초점 파라미터에 의존하나, 촬상 평면을 통해 측정 가능하다.

3차원 이동 벡터 및 체적 이동

도플러 측정치(또는 스페클 트래킹)로부터 평면 속도($V_x$ 및 $V_y$)(즉, 평면(IP)에서의 속도)를 결정하였다면, 스캔 평면(IP)에 수직한 속도 구성요소의 크기(Vz)는 방정식(6)으로부터 계산될 수 있다. 따라서 3차원 이동 벡터는 세 개의 측정치(예를 들어, 두 개의 도플러 및 하나의 그레이스케일 비상관)에 대해 두 개의 상이한 모드에서 동작하는 단일 변환기(2)로부터 계산될 수 있다. 각각의 값($V_x$, $V_y$ 및 D)을 구하는 데이터 수집과 프로세싱의 방법은 다양한 형태를 가질 수 있다는 것을 이해해야 한다.

용기(VE)를 통한 총 체적 이동이 또한 계산될 수 있다. 가우스 이론은 폐쇄된 표면 밖으로의 체적 이동 또는 플럭스(flux)는 둘러싸인 체적상으로의 벡터장의 다이버전스(divergence)의 적분과 동일하다고 것을 입증한다. 따라서, 총 체적 이동(F)은 교차 영역 상으로 적분된 평균 속도 요소이다,

$$F = \int (\bar{V} \bullet \bar{n})\, ds \quad (7)$$

평면(IP)에 의해 교차되는 용기 영역상에 촬상 및 스캔 평면(IP)에 수직인 속도 구성요소(Vz)을 합산함으로써, 총 체적 이동이 계산될 수 있다. 방정식 (A) 내지 (H)와 (1) 내지 (7)의 계산은 CPU(30)(도 4)에 의해 수행될 수 있다. CPU(30)는 방정식 (A) 내지 (H)와 (1) 내지 (7)의 다양한 파라미터에 대응하는 신호를 발생시킨다.

다양한 디지털 프로세서가 본 명세서에서 설명되는 계산을 수행하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 마이크로프로세서 또는 디지털 신호 프로세서뿐만 아니라 논리와 산술 동작을 수행할 수 있는 특정 용도 주문형 집적 회로(ASIC)가 사용될 수 있다. 그 프로세서는 도 1 내지 도 4에서 설명된 시스템의 어느 곳에나 배치될 수 있거나, 시스템 외부에 배치될 수도 있다.

실시예

이하는 실험에 의해 입증되어 왔다는 점에서 본 발명의 최상의 모드를 나타낸다. 그러나, 컬러 이동 전송 점호에 의해 비상관을 측정하는 것과 같은 본 발명의 다른 형태가 어떤 응용을 달성하는데 쉬울 수도 있다.

7.5MHz 선형 어레이 변환기를 갖는 GE Logic 700 임상 스캐너(GE Medical Systems, Milwaukee, WI)는 단일 초점으로 사용된다. GE Logic 700 스캐너는 일반적으로 도 1 내지 도 4에 의해 표현될 수 있으며 7.5MHz 선형 어레이 변환기는 변환기(2)에 의해 표현될 수 있다. 에지 증강(edge enhancement) 및 평균화 같은 모든 내부 포스트-프로세싱 세팅(internal post-processing settings)은 턴오프되었고, 깊이는 30Hz의 최대 허용가능 프레임 비율을 달성하기 위해 3cm의 최소 값으로 세팅되었다. 출력 파워는 음향 방사선 힘으로 인해 추가 비상관으로부터의 효과를 줄이기 위해 최저 수준으로 세팅되었다. B-모드에 있어서, 선형 그레이스케일 매핑이 적용되었고 스캔은 크기에 비례하는 픽셀 값을 갖는 이미지를 얻기 위해 감압되었다. 도플러 획득에 있어서, 월 필터(9)의 최저 세팅 및 최저 속도가 적용되었다. 모든 이미지는 8비트로 스캐너상에 디지털적으로 저장되었고 CPU(30)(도 4)에 의해 표현될 수 있는 UNIX 컴퓨터에 전송되었다. 3cm by 4cm 디지털화된 이미지는 메모리(32)(도 4)에서 84.5㎛ 길이의 정방형 픽셀 사이즈에 대한 355 by 478 픽셀로 저장되었다.

변환기 샘플 체적은 조직-모방 팬톰(tissue-mimicking phantom)(CIRS ; Computerized Imaging Reference Systems, Norfolk, VA)상의 각 방향(측면, 정면, 및 축)으로 증가된 스페이싱을 갖는 일련의 B-모드 스캔을 수집함으로써 캘리브레이트되었다. 팬톰은 완전히 현상된 스페클을 발생시키기 위해 촘촘하게 봉해지고(densely packed), 랜덤하게 분포된(randomly distributed) 산란자를 포함한다. 선형 마이크로포지셔너(micropositioner)는 측면과 정면 방향에 대해 50㎛ 의 스페이싱을 허용하고, 축 방향에 대해서는 25㎛의 스페이싱을 허용한다. 각각의 변환기 오리엔테이션에 있어서, 한 세트의 60개의 이미지가 얻어졌고, 대응하는 빔 상관 폭은 그 후 깊이의 함수로서 계산되었다.

이동 튜브 실험에 있어서, 6.4mm의 분자막 튜브(molecularporous membrane tube)(Spectrum Laboratories, Laguna Hill, CA)는 기체가 제거된 물로 채워진 물 용기(water bath)내에 배치된다. 주사기 펌프(Harvard Apparatus, Holliston, MA)는 12에서 20ml/min의 이동을 발생시키는데 사용되었다. 튜브 시스템에 기체 거품을 삽입하지 않도록 주의가 필요하다. 시스템의 유출구는 막튜브의 완전한 팽창을 보장하고 압력을 유지하도록 탱크 보다 10cm 위로 유지되었다.

혈액 모방 유체는 5:1 물/글리세롤 혼합물로 1 내지 35㎛ 직경의 폴리스티렌 구로 구성되었다. 높은 농도는 더 균일한 스페클을 위해 후방산란을 증가시키는데 사용되었다.

변환기(2)는 도 5에 도시된 바와 같이 독립적으로 y-축과 x-축 주위 모두의 회전을 허용하도록 고정되었다. 변환기는 세 개의 상이한 체적 이동 각각에 대해 y-축을 30° 증가하면서 회전하였다.

각각의 체적 이동 세팅에 있어서, 60개의 그레이스케일 이미지의 시네 루프(cine loop)가 먼저 수집되고 메모리(28G(도 4)에 저장되는데, 한 세트의 도플러 이미지가 후속한다. 열 개의 비상관된 이미지가 두 개의 도플러 각도(+/-20°)의 각각에 대해 수집되고 그 후 평균된다.

저장된 이미지는 매트랩(MATLAB)(Mathworks, Natwick, MA)이란 프로그램을 사용하여 후에 처리되었다. 스페클 비상관에 있어서, 공분산 함수는 각각의 픽셀에 대해 계산되고 5 by 5 픽셀 윈도우 상으로 평균된다. 공분산 함수는 그 후 정규화되고, 오직 첫 번째의 두 개의 래그만이 비상관 값을 판정하기 위해 가우스 맞춤(Gaussian fit)에 사용되었다.

결과적인 비상관 이미지는 용기의 윤곽을 결정하도록 임계화되었다. 도 6을 사용함에 있어서, 비평면 속도(즉, 도 5에 도시된 바와 같이 z축을 따라서의 속도)는 총 체적 이동을 결정하기 위해 밀봉된 용기(VE)에서 계산되고 합산된다.

초음파 RF 신호를 사용하는 방법의 유효성을 입증하기 위해, 이동 튜브는 변환기(2)로서 사용되는 5.0MHz 선형 어레이를 갖는 Diasonics 스캐너(Diasonics Ultrasound, Milpitas, CA)를 사용하는 제 2 셋업(setup)에서 사용되었다.
시네 루프의 RF 획득이 극도로 낮은 프레임 비율을 가졌기 때문에, M-모드 데이터만이 비상관 프로세싱을 위해 수집되었다. 이것은 획득된 A-라인에 대해 786Hz의 점호비를 제공하였다.

결과

단일 초점을 갖는 주어진 스캐너 세팅에 있어서, GE 7.5MHz 변환기는 초점 근처에 측면, 정면, 및 축 방향 각각에 대해 170㎛, 280㎛, 및 150㎛의 BCW를 가졌다. 도 6은 정면/측면 평면에 대해 15° 증가에 관한 계산된 BCW 및 $B_x$(측면)와 $B_y$(정면)로부터의 이론적인 타원형 맞춤을 도시한다.

RF 데이터를 사용하는 Diasonics 변환기(2)의 캘리브레이션은 정면과 측면 방향 모두에 대해 깊이 의존 BCW가 검출된 BCW 커브의 포락선과 크게 다르지 않다는 것을 입증하였다. 기대된 바와 같이, 축 RF 신호는 검출된 스캔 라인의 포락선보다 훨씬 빨리 비상관한다. 초점 근처에서, RF BCW는 총 파장의 1/6인 대략 25㎛이다. 포락선 신호에 대해 대응하는 BCW는 복수의 파장 펄스에 조화되는 135㎛이다.

-20° 스티어링과 +20° 스티어링(도 5) 도플러 이미지 모두는 디스플레이될 수 있는 결합된 총 평면 속도 크기를 형성하는데 사용된다.

임계화된 비상관 이미지는 마스크로서 적용되었고, 정규 속도는 총 체적 이동을 계산하기 위해 둘러싸인 영역에서 합산되었다. 비상관 마스크는 도플러와 달리 이동 각도에 상관없이 용기(VE) 루멘의 검출가능한 이미지를 제공하기 때문에 선택되었다. 마스크된 단면 영역에서 합산된 체적 이동은 0.25ml/s이다.

본 명세서에서 설명하는 알고리즘에 있어서, 사용자는 용기가 임계화된 비상관 이미지로부터 결정되기 때문에 총 단면 영역에 관해 용기(VE)내에서의 영역에만 초점을 맞출 필요가 있다. 감소된 각도 의존성을 갖는 비상관 임계치를 사용하는 것(Rubin 1999)[9]은 도플러 보다 더 신뢰있는 이동 경계의 윤관묘사(delineation)를 제공한다.

본 발명자들의 방법으로 계산된 속도 추정치에 관한 공간 해상도는 B-모드 이미지 보다 더 낮은 해상도를 갖는 도플러 신호에 의해 주로 제한된다. 비상관 방법은 B-스캔내의 각각의 픽셀 또는 A-라인의 각 포인트 상에서 계산되며, 공간 해상도는 디지털화된 샘플링 비율에 의해 결정된다. 그러나 정확한 상관 커브를 계산하기 위해 소정의 공간 평균화가 필요하다.

시간 해상도는 도플러 주파수 쉬프트와 비상관의 정확한 추정치를 위해 필요한 순차적인 A 라인의 수에 의해 결정된다. 대부분의 임상 스캐너에 있어서, 대략 10 내지 15 점호 라인이 도플러 출력을 계산하는데 사용된다. 평면 속도가 또한 2 타임(2 time) 상관 또는 스페클 트래킹을 사용하여 결정될 수 있다는 것에 유의해야 한다.

인간의 혈액 이동은 격렬한 운동시 대동맥에서 30 l/min에서 단일 모세혈관에서 10 nl/min의 범위이다(mm/s에 유사한 속도). 본 발명자들의 방법은 측정될 수 있는 속도의 범위에서 상한과 하한(upper and lower limits) 모두를 갖는다. 미약한 이동은 "월-덤프(wall-thump)" 필터가 상대적으로 느린 조직 이동에서 신호를 제거하는데 사용되기 때문에 도플러를 사용하여 검출하기 어렵다. 유사하게, 이동으로 인한 연조직(soft tissue)에서의 비상관은 미약한 맥박(bound)을 규정한다.

높은 속도에 있어서, 분석의 비상관 구성요소는 브레이크다운(break down)된다. 이동이 점호 사이에서 BCW의 두 배 이상이라면, 신호는 완전히 비상관이고 어떠한 속도 추정도 할 수 없다. 따라서 샘플 체적의 BCW와 PRF는 상한 속도를 결정한다, 즉 최대 속도< PRF*(2 BCW)이다. 예를 들어, 10kHz 점호율과 400㎛의 상관 폭이라면, 최대 측정가능 속도는 80cm/s일 것이다. RF 분석에 있어서, 축 BCW는 정면 또는 측면 요소중 어느 하나 보다 더 작은 크기에 유사할 것이다. 도플러 측정치에 비해서, 빔에 수직한 이동이 높은 속도를 검출하는데 바람직한 방향이다.

바람직한 방법은 또한 이동이 모두 한 방향이라고 가정한다. 전단 이동(shear motion) 또는 난류 이동은 체적 이동 측정치를 상방으로 바이어스할 추가적인 비상관을 야기할 수도 있다. 전술한 바와 같이, $\sigma^2$의 고찰은 본 발명의 방법의 부적절한 사용을 피하기 위해 이 조건을 나타낼 수 있다.

이동의 표시(sign)는 비상관 측정치에서 결정될 수 없다. 따라서, 비평면 이동의 방향은 알지 못한 채로 남아 있다. 이것은 심장 주기 동안에 역 이동이 일어날 수 있는 동맥 이동의 문제일 수 있다. 이동 방향을 결정하기 위한 하나의 가능성은 1.75 차원 어레이로 정면 방향에서 위상 구적법 분석(phase quadrature analysis)을 하는 것일 것이다.

당업자라면 바람직한 실시예가 첨부한 청구범위에서 규정되는 바와 같이 본 발명의 진정한 사상과 범주를 벗어나지 않고 변경되고 수정될 수 있다는 것을 이해할 것이다.

## 발명의 효과

본 발명은 초음파 시스템 및 유체의 유량 측정 방법을 제공하여 용기 내에서의 유체의 유량이 스캔 각도와 무관하게 결정될 수 있으며 대부분의 표준 초음파 변환기 어레이 스캔헤드와 결합될 수 있는 효과가 있다.

## (57) 청구의 범위

### 청구항 1.

관심 영역(VE)내에서 유체의 유량(the volume of flow of a fluid)(F)을 측정하기 위한 초음파 시스템에 있어서,

초음파 파동을 발생시키고 상기 초음파 파동을 스캔 평면(IP)을 규정(defining)하는 전송 방향(D1 및 D2)으로 상기 영역에 전송하도록 구성된 변환기(transducer)(2) - 상기 변환기는 상기 영역내에서 상기 유체로부터 후방산란된 초음파 파동에 응답하여 데이터를 규정하는 변환기 신호를 발생시키도록 구성됨 - 와,

상기 데이터에 응답하고 상기 평면에서 상기 유체의 유속의 구성요소를 나타내는 속도 값을 갖는 속도 신호를 계산하고, 상기 데이터의 일부를 상관(correlate)시키고, 상기 일부의 비상관 비율(the rate of decorrelation)(D)을 계산하고 상기 비상관 비율과 상기 속도 신호에 응답하여 상기 유체의 유량(F)을 추정(estimate)하도록 구성되는 프로세서(30)를 포함하는

초음파 시스템

### 청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 전송 방향은 상기 스캔 평면에서 적어도 두 개의 상이한 각도에 의해 규정되는 초음파 시스템.

### 청구항 3.

제 2 항에 있어서,

상기 변환기(2)는 상기 초음파 파동을 스플릿 개구 스캐닝(split aperture scanning)에 의해 전송하는 초음파 시스템.

### 청구항 4.

제 1 항에 있어서,

상기 데이터는 그레이 스케일 데이터(gray scale data)를 규정하고 상기 프로세서는 상기 그레이 스케일 데이터의 상기 일부를 상관시키고 상기 그레이 스케일 데이터의 상기 일부의 비상관 비율을 계산하는 초음파 시스템.

청구항 5.

제 4 항에 있어서,

상기 그레이 스케일 데이터는 초음파 RF 데이터를 나타내는 초음파 시스템.

청구항 6.

제 4 항에 있어서,

상기 그레이 스케일 데이터는 초음파 A-라인(A-line) 데이터를 나타내는 초음파 시스템.

청구항 7.

제 4 항에 있어서,

상기 그레이 스케일 데이터는 초음파 B-스캔(B-scan) 데이터를 나타내는 초음파 시스템.

청구항 8.

제 1 항에 있어서,

상기 데이터는 컬러 이동 파워를 규정하는 초음파 시스템.

청구항 9.

제 1 항에 있어서,

상기 상관된 데이터의 상기 일부는 스페클(speckle)을 나타내는 초음파 시스템.

청구항 10.

제 9 항에 있어서,

상기 스페클은 완전히 현상된 스페클을 포함하는 초음파 시스템.

청구항 11.

제 1 항에 있어서,

상기 프로세서는 도플러 계산법에 의해 상기 속도 신호를 계산하는 초음파 시스템.

청구항 12.

제 1 항에 있어서,

상기 속도 신호는 상기 스캔 평면에서 제 1 방향으로의 상기 유체의 유속의 제 1 구성요소를 나타내는 제 1 값을 갖는 제 1 속도 신호($V_x$) 및 상기 스캔 평면에서 제 2 방향 - 상기 제 2 방향은 상기 제 1 방향에 수직함 - 으로의 상기 유체의 유속의 제 2 구성요소를 나타내는 제 2 값을 갖는 제 2 속도 신호($V_y$)를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 13.

제 12 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 제 1 값, 상기 제 2 값 및 상기 비상관 비율에 응답하여 상기 스캔 평면에 수직한 상기 유체의 유속의 제 3 구성요소를 나타내는 제 3 값을 갖는 제 3 속도 신호(Vz)를 더 발생시키는 초음파 시스템.

청구항 14.

제 12 항에 있어서,

상기 변환기 신호는 상기 제 1 방향에서 제 1 빔 상관 폭($B_x$), 상기 제 2 방향에서 제 2 빔 상관 폭($B_y$), 및 상기 제 3 방향에서 제 3 빔 상관 폭($B_z$)을 규정하는 빔(B)을 규정하고 상기 프로세서(30)는 상기 제 1, 제 2 및 제 3 빔 상관 폭에 응답하여 적어도 부분적으로 상기 제 3 속도 신호를 발생시키는 초음파 시스템.

청구항 15.

제 13 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 스캔 평면에 의해 교차(intersect)되는 상기 영역의 교차 구역(cross sectional area)상으로 상기 제 3 값을 합산함으로써 상기 유체의 유량을 추정하는 초음파 시스템.

청구항 16.

제 14 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 스캔 평면에 의해 교차되는 상기 영역의 교차 구역 상으로 상기 제 3 값을 합산함으로써 상기 유체의 유량을 추정하는 초음파 시스템.

청구항 17.

제 1 항에 있어서,

상기 유체는 혈액(blood)을 포함하고 상기 영역은 혈관(blood vessel : VE)을 포함하는 초음파 시스템.

청구항 18.

제 1 항에 있어서,

상기 유체는 대비자(Contrast Agent : CA)를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 19.

초음파 시스템에서, 관심 영역(VE)내에서 유체의 유량(F)을 측정하기 위한 방법에 있어서,

초음파 파동을 스캔 평면(IP)을 규정하는 전송 방향(D1 및 D2)으로 상기 영역에 전송하는 단계와,

상기 영역내에서 상기 유체로부터 후방산란된 초음파 파동에 응답하여 데이터를 규정하는 데이터 신호를 발생시키는 단계와,

상기 데이터에 응답하여 상기 스캔 평면에서 상기 유체의 유속의 구성요소를 나타내는 속도 값을 갖는 속도 신호를 발생시키는 단계와,

상기 데이터의 일부를 상관시키는 단계와,

상기 일부의 비상관 비율(D)을 계산하는 단계와,

상기 속도 신호와 상기 비상관 비율에 응답하여 상기 유체의 유량(F)을 추정하는 단계를 포함하는

유체의 유량 측정 방법.

## 청구항 20.

제 19 항에 있어서,

상기 전송 방향은 상기 스캔 평면에서 적어도 두 개의 상이한 각도에 의해 규정되는 유체의 유량 측정 방법.

## 청구항 21.

제 20 항에 있어서,

상기 전송하는 단계는 스플릿 개구 스캐닝을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

## 청구항 22.

제 19 항에 있어서,

상기 데이터는 그레이 스케일 데이터를 규정하고, 상기 상관시키는 단계는 상기 그레이 스케일 데이터의 일부를 상관시키는 것을 포함하고, 상기 비상관 비율을 계산하는 단계는 상기 그레이 스케일 데이터의 상기 일부의 비상관 비율을 계산하는 것을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

## 청구항 23.

제 22 항에 있어서,

상기 그레이 스케일 데이터는 초음파 RF 데이터를 나타내는 유체의 유량 측정 방법.

## 청구항 24.

제 22 항에 있어서,

상기 그레이 스케일 데이터는 초음파 A - 라인 데이터를 나타내는 유체의 유량 측정 방법.

## 청구항 25.

제 22 항에 있어서,

상기 그레이 스케일 데이터는 초음파 B-스캔 프레임을 나타내는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 26.

제 19 항에 있어서,

상기 데이터는 컬러 이동 파워를 규정하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 27.

제 19 항에 있어서,

상기 상관된 데이터의 상기 일부는 스페클을 나타내는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 28.

제 27 항에 있어서,

상기 스페클은 완전히 현상된 스페클을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 29.

제 19 항에 있어서,

상기 속도 신호를 발생시키는 단계는 도플러 계산법에 의해 상기 속도 신호를 계산하는 것을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 30.

제 19 항에 있어서,

상기 속도 신호는 상기 스캔 평면에서 제 1 방향으로의 상기 유체의 유속의 제 1 구성요소를 나타내는 제 1 값을 갖는 제 1 속도 신호 및 상기 스캔 평면에서 제 2 방향 - 상기 제 2 방향은 상기 제 1 방향에 수직함 - 으로의 상기 유체의 유속의 제 2 구성요소를 나타내는 제 2 값을 갖는 제 2 속도 신호를 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 31.

제 30 항에 있어서,

상기 속도 신호를 발생시키는 단계는 상기 제 1 값, 상기 제 2 값 및 상기 비상관 비율에 응답하여 상기 스캔 평면에 수직한 상기 유체의 유속의 제 3 구성요소를 나타내는 제 3 값을 갖는 제 3 속도 신호를 발생시키는 것을 더 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 32.

제 31 항에 있어서,

상기 초음파 파동은 상기 제 1 방향에서 제 1 빔 상관 폭, 상기 제 2 방향에서 제 2 빔 상관 폭, 및 상기 제 3 방향에서 제 3 빔 상관 폭을 규정하는 빔을 형성하고 상기 제 3 속도 신호는 상기 제 1 , 제 2 및 제 3 빔 상관 폭에 응답하여 적어도 부분적으로 발생되는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 33.

제 31 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 스캔 평면에 의해 교차되는 상기 영역의 교차 구역 상으로 상기 제 3 값을 합산하는 것을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 34.

제 32 항에 있어서,

상기 추정하는 단계는 상기 스캔 평면에 의해 교차되는 상기 영역의 교차 구역 상으로 상기 제 3 값을 합산하는 것을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

청구항 35.

제 19 항에 있어서,

상기 유체는 혈액을 포함하고 상기 영역은 혈관을 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

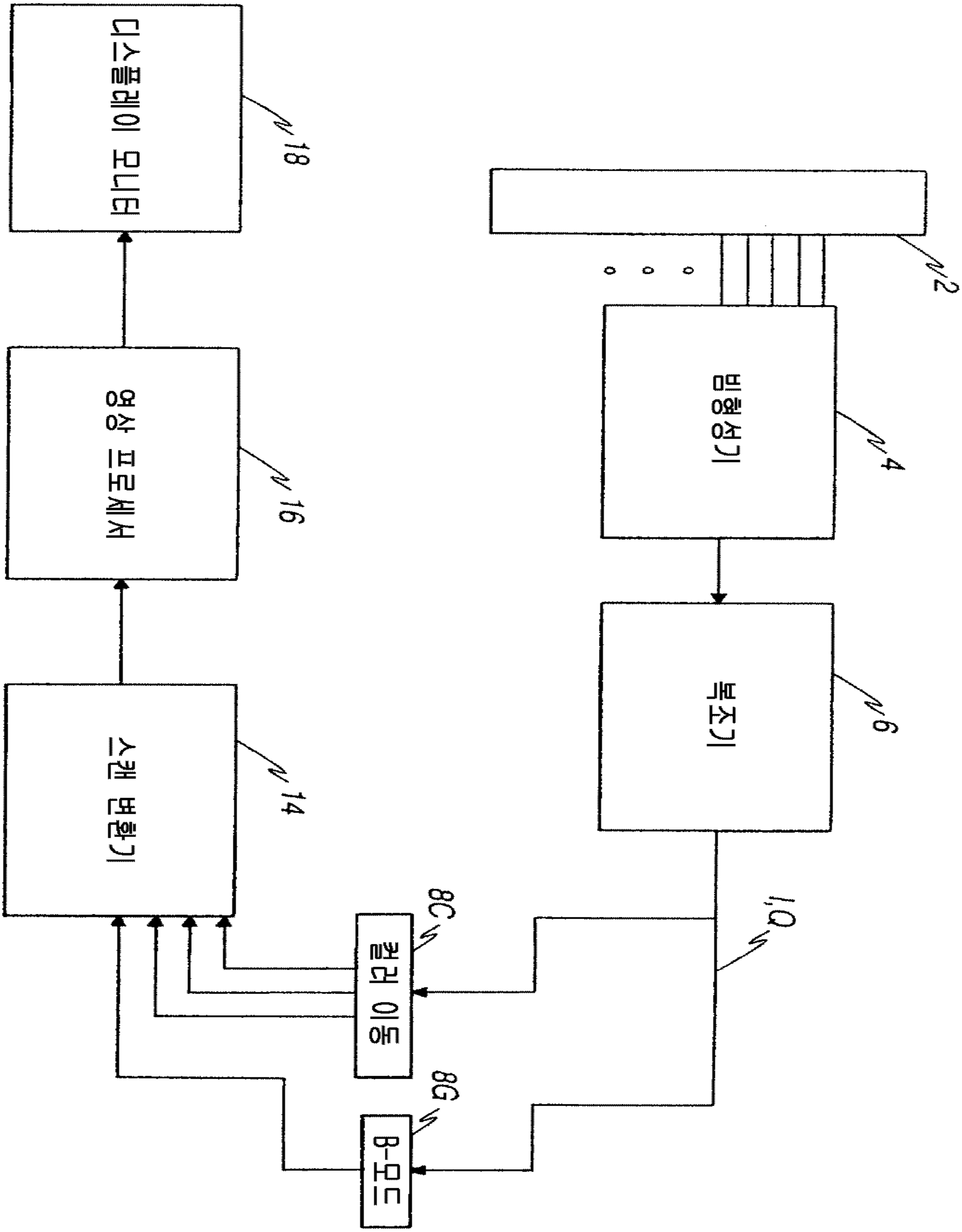
청구항 36.

제 19 항에 있어서,

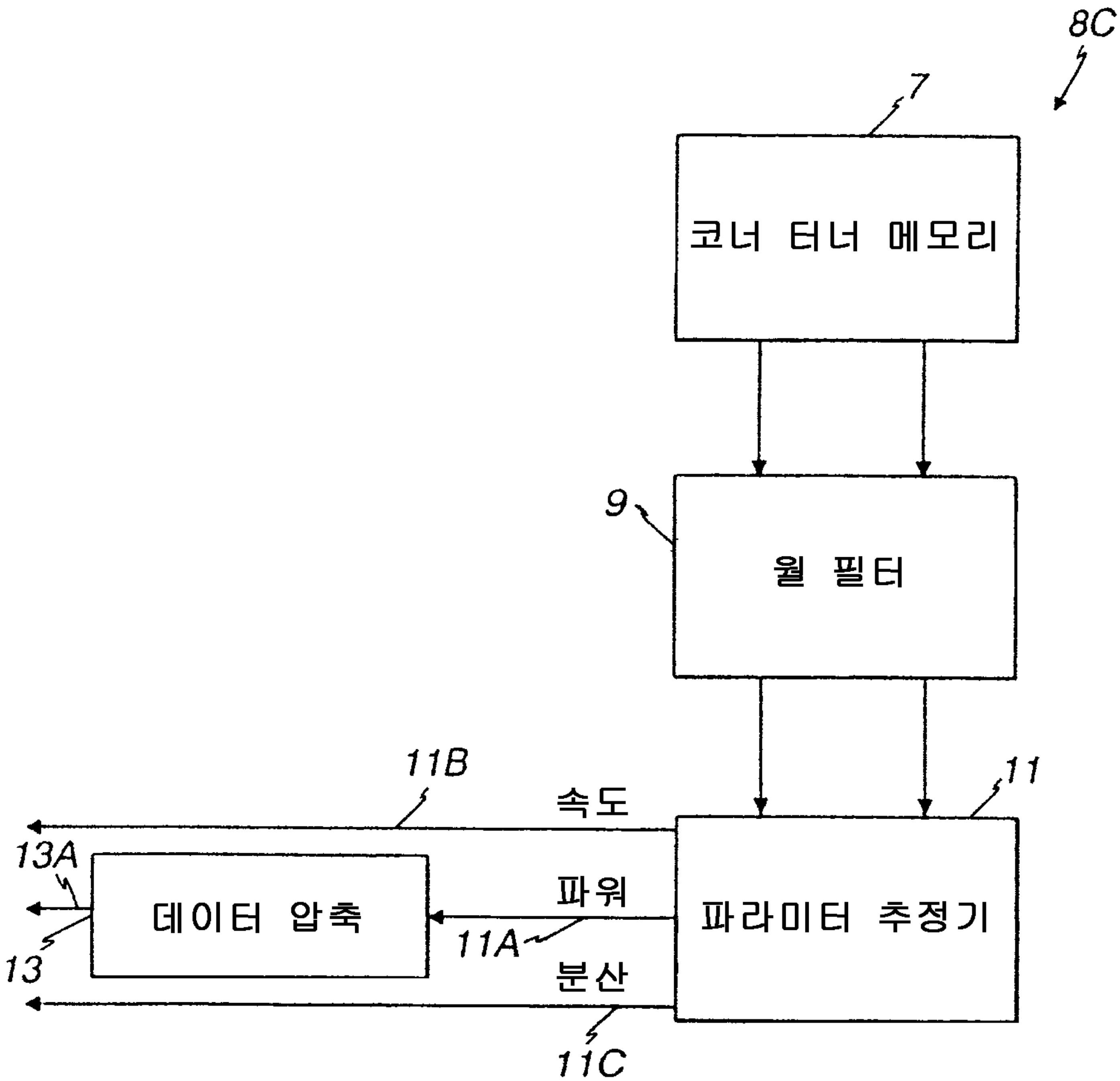
상기 유체는 대비자를 포함하는 유체의 유량 측정 방법.

도면

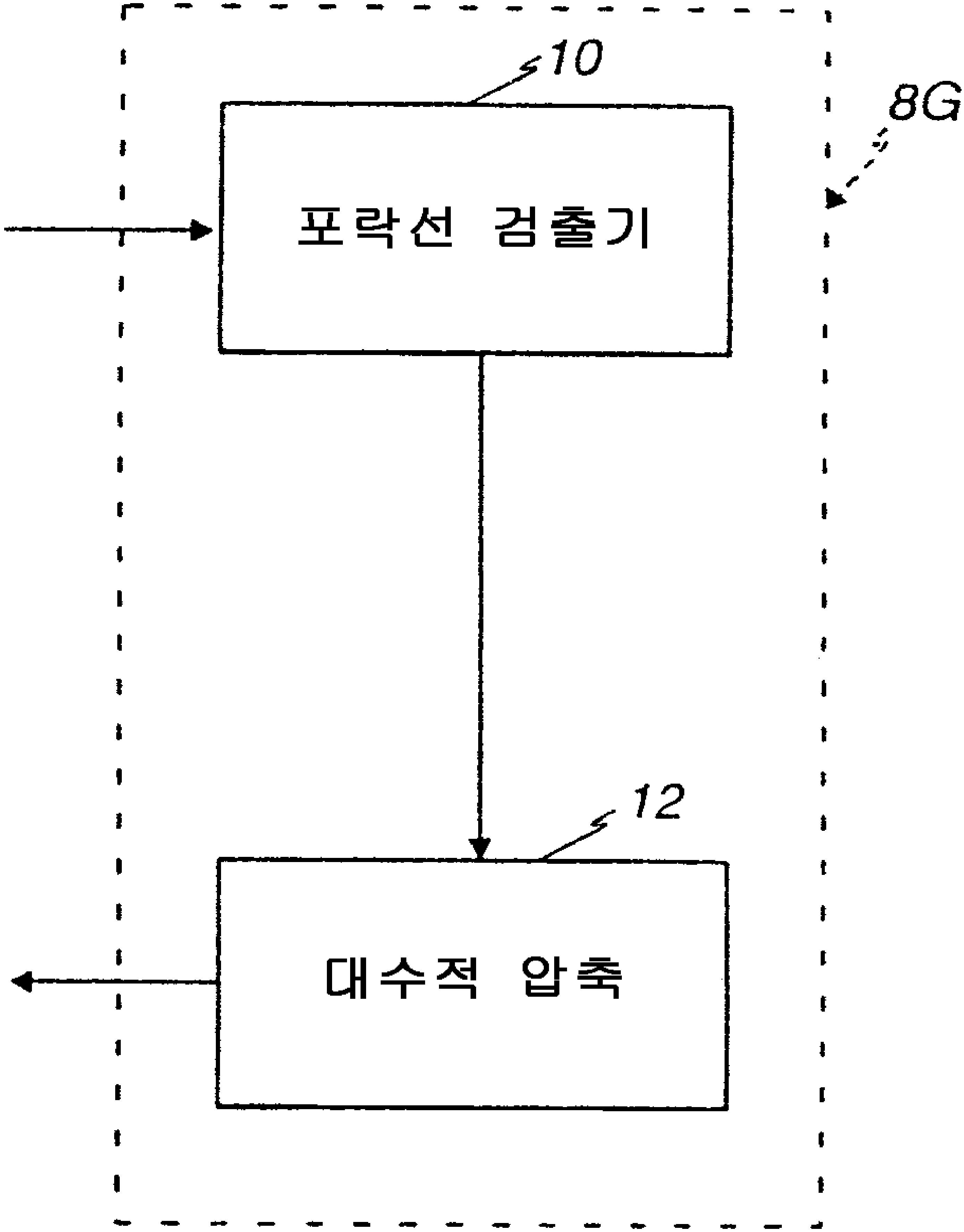
도면 1



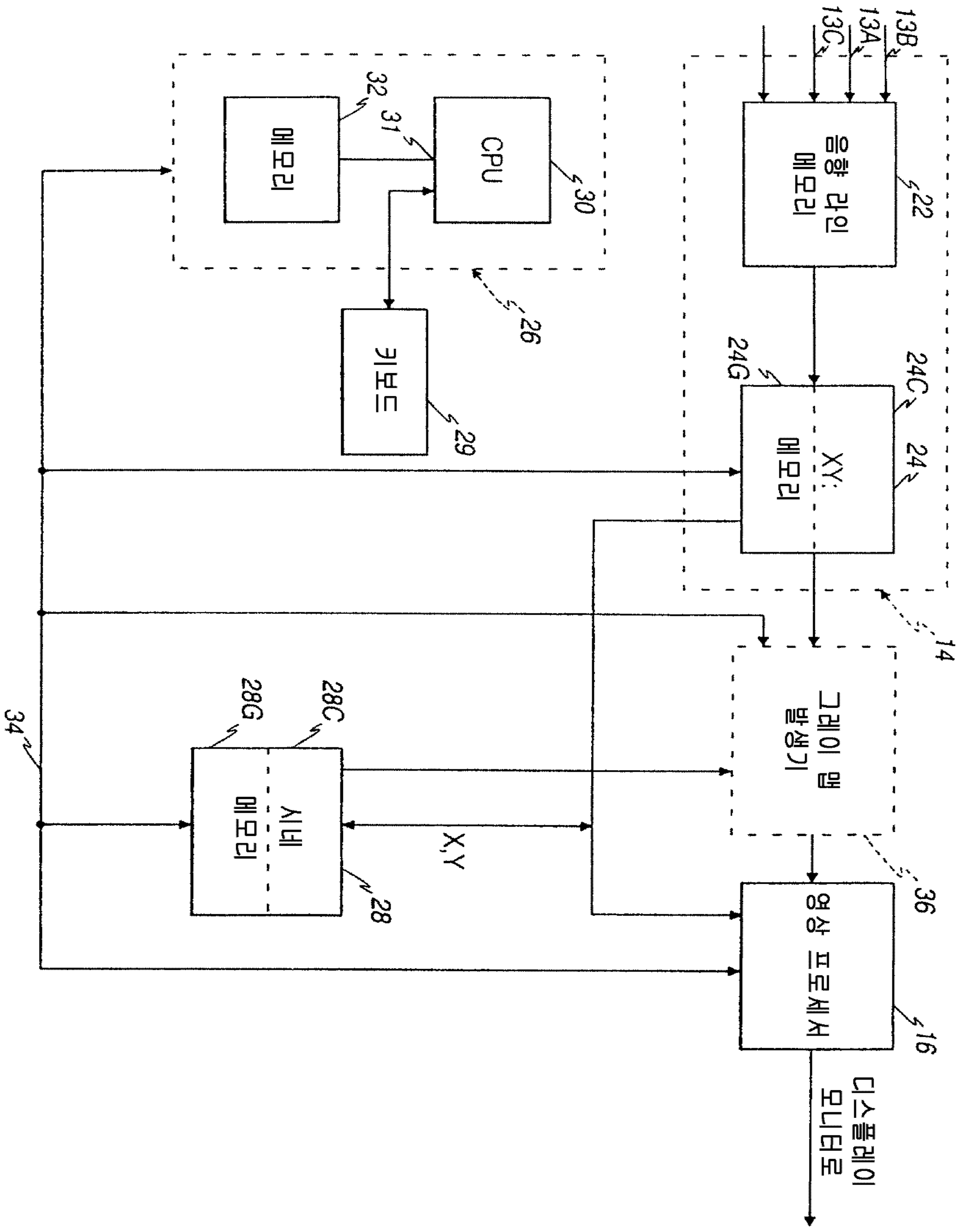
도면 2



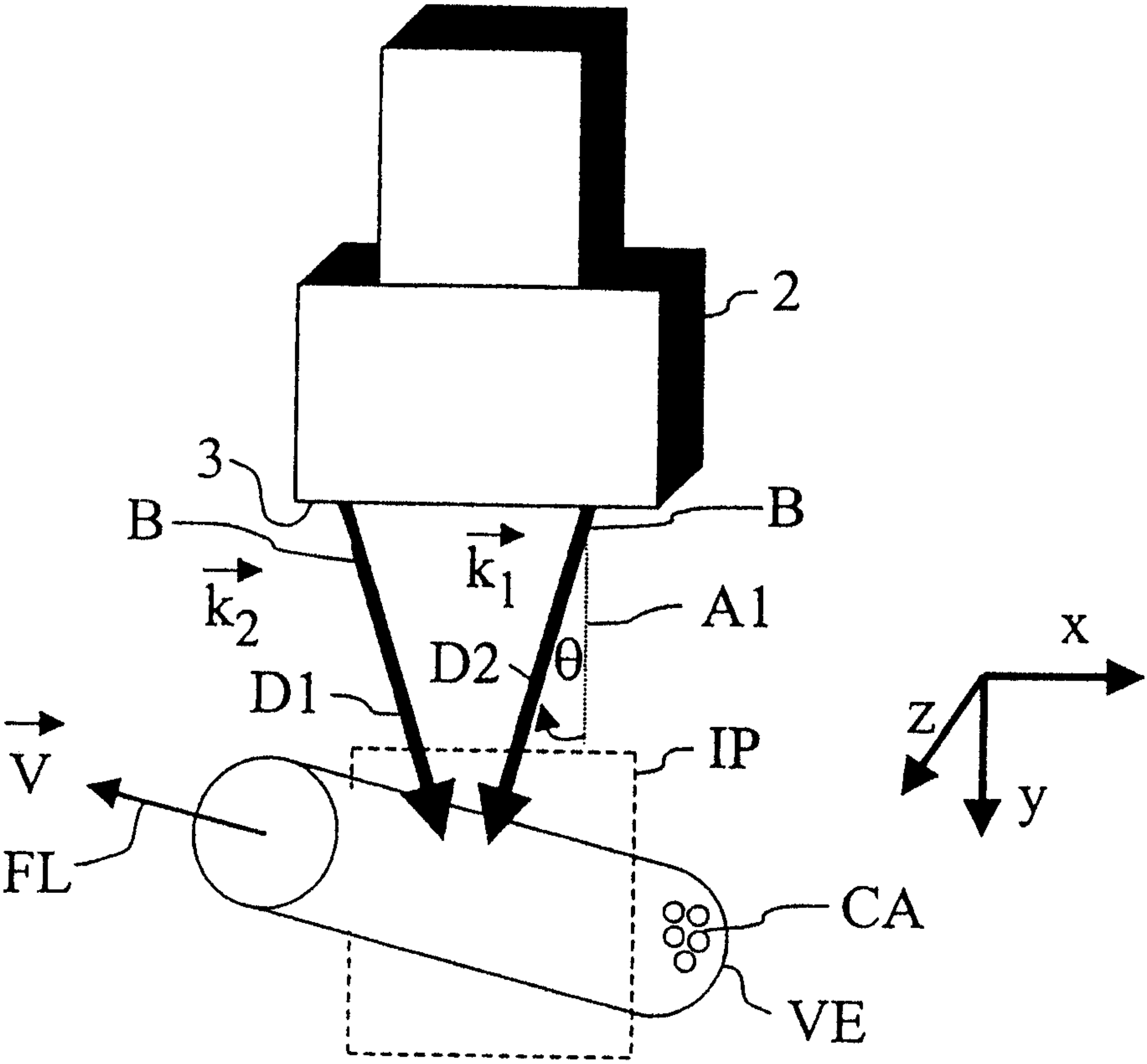
도면 3



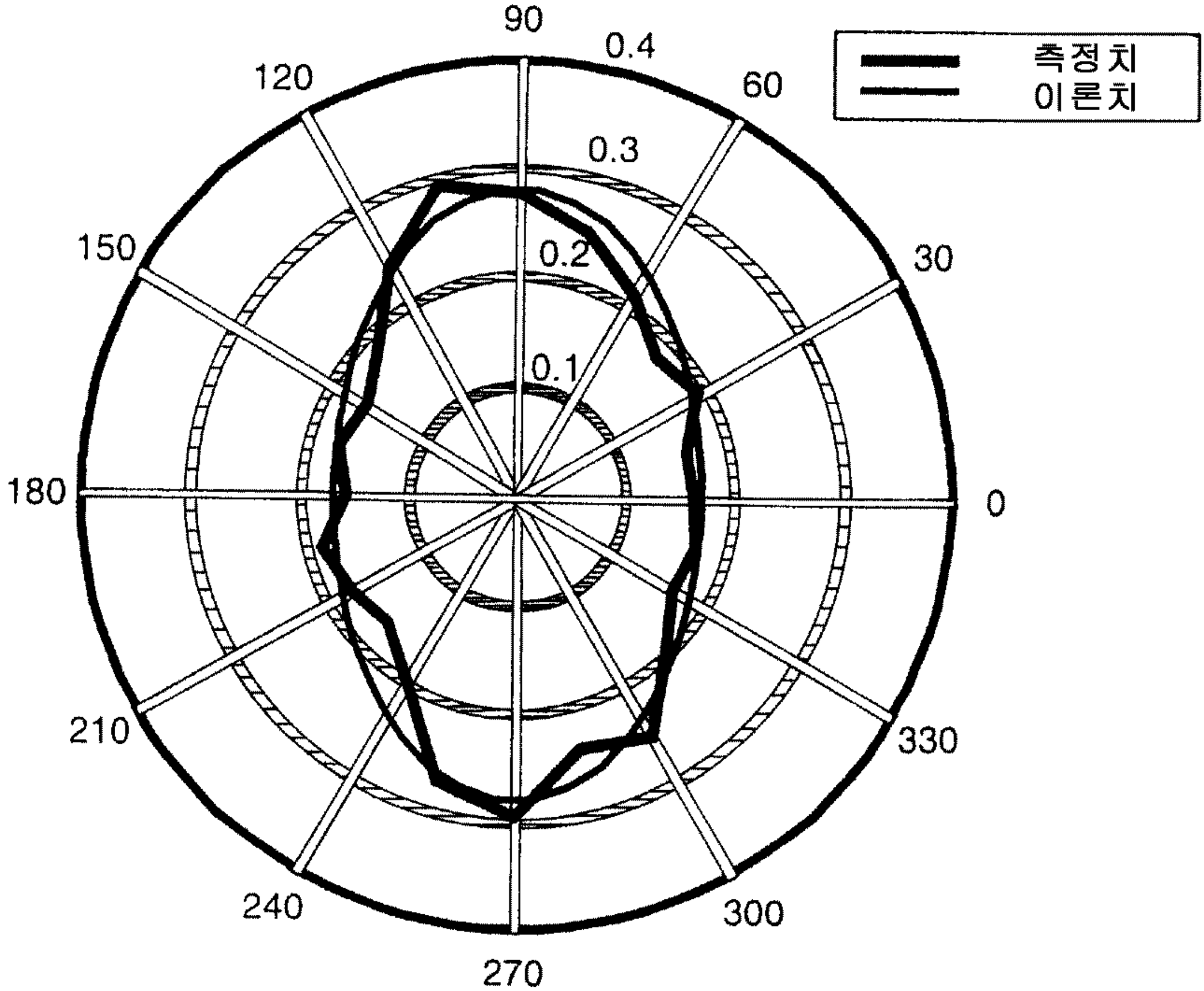
도면 4


13B
13A
13C
음향 라인 메모리
22
24C
24
24G
XY
메모리
14
그레이 맵 발생기
36
영상 프로세서
16
디스플레이 모니터로
CPU
30
31
32
메모리
26
키보드
29
28C
28G
시너
메모리
28
X,Y
34

도면 5



도면 6



| | | | |
|---|---|---|---|
| 专利名称(译) | 超声波系统和流体流量测量方法 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020010087166A | 公开(公告)日 | 2001-09-15 |
| 申请号 | KR1020010004211 | 申请日 | 2001-01-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 密歇根大学<br>演讲的内容来了大学的密歇根州. | | |
| 申请(专利权)人(译) | 지이메디컬시스템즈글로발테크놀러지캄파니엘엘씨<br>演讲的内容来了大学的密歇根州. | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 지이메디컬시스템즈글로발테크놀러지캄파니엘엘씨<br>演讲的内容来了大学的密歇根州. | | |
| [标]发明人 | RUBIN JONATHANM<br>루빈조나단엠<br>FOWLKES JEFFREYBRIAN<br>포올케스제프리브라이언<br>TUTHILL THERESAANN<br>터트힐테레사앤<br>HALL ANNELINDSAY<br>홀애니린드세이 | | |
| 发明人 | 루빈조나단엠<br>포올케스제프리브라이언<br>터트힐테레사앤<br>홀애니린드세이 | | |
| IPC分类号 | G01F1/66 A61B8/06 G01F G01S15/58 A61B8/14 A61B G01S15/89 G01S15/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/13 G01S15/8984 G01S15/8961 A61B8/06 G01S15/8959 | | |
| 代理人(译) | KIM, CHANG SE<br>张居正，KU SEONG | | |
| 优先权 | 09/495231 2000-01-31 US | | |
| 其他公开文献 | KR100737029B1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |


摘要(译)

使用超声系统在容器（VE）中测量流体的流速。从流体反向散射在容器中的超声波运动产生数据，其中在扫描平面（IP）中计算表示流体的通量元素（Vx和Vy）的速度值。灰度数据是相关的，并且计算数据的去相关（D）的速率。响应于速度信号和去相关速率（D），推测流体的流速（F）。