(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.[8]
A61B 8/00 (2006.01)

(45) 공고일자 2006년02월28일
(11) 등록번호 10-0528102
(24) 등록일자 2005년11월04일

(21) 출원번호 10-1997-0028534
(22) 출원일자 1997년06월28일

(65) 공개번호 10-1998-0000367
(43) 공개일자 1998년03월30일

(30) 우선권주장 08/672,782 1996년06월28일 미국(US)

(73) 특허권자 소노사이트 인코퍼레이티드
미국 워싱턴주 98021-3904 보셀 30 드라이브 사우드이스트 21919

(72) 발명자 플러그래스로렌에스.
미국워싱톤98117시애틀10애비뉴노스웨스트7720

수케 자크
미국워싱톤98027이사퀘230플레이스사우스이스트3813

(74) 대리인 정진상
박종혁
장용식

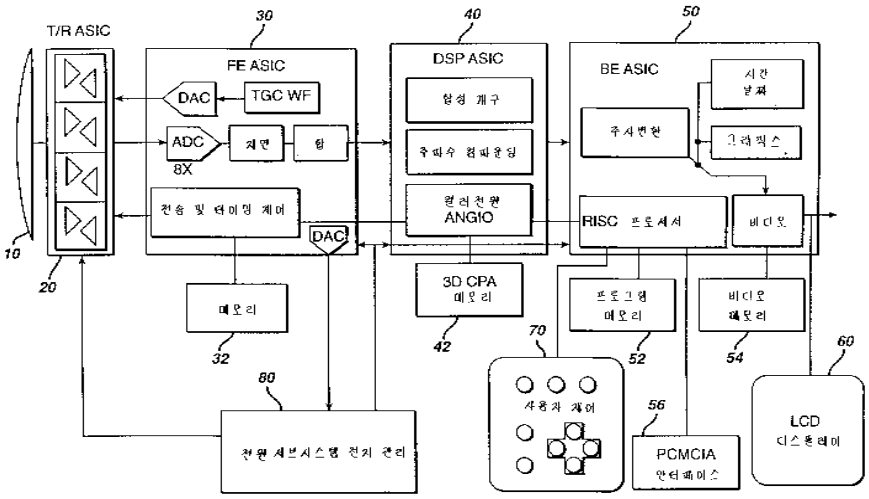
심사관 : 김태훈

(54) 휴대용초음파진단기

요약

휴대형 초음파 진단기가 B 모드 및 도플러 화상처리 모두를 수행하는 휴대용 유니트내에 제공된다. 바람직한 구체예에서 어레이 변환기, 디지탈 빔형성기, 디지탈 필터 및 화상 프로세서가 10 파운드(4.5 킬로그램) 이하의 하나 이상의 엔클로저 내에 패키지된다.

대표도



색인어

초음파 진단기, 휴대용, 어레이 변환기, 엔클로저, 빔형성기.

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 휴대형(hand-held) 초음파 시스템의 구조를 설명하는 블록선도,

도 2a와 2b는 단일 유니트로 패키지된 본 발명의 휴대형 초음파 시스템의 정면도 및 측면도,

도 3a와 3b는 본 발명의 2 유니트 휴대형 초음파 시스템의 변환기 유니트의 정면도 및 측면도,

도 4는 2 유니트 패키지내의 본 발명의 휴대형 초음파 시스템의 2 유니트를 설명하는 도면,

도 5는 도 1의 초음파 시스템의 전송/수신 ASIC의 구성도,

도 6은 도 1의 초음파 시스템의 프론트엔드 ASIC의 블록선도,

도 7은 전송/수신 및 프론트엔드 ASIC에 의해 제공되는 개구제어를 설명하는 도면,

도 8은 도 1의 초음파 시스템의 디지탈 신호처리 ASIC의 블록선도,

도 9는 플래시 억제를 위한 최소-최대 필터를 설명하는 도면,

도 10a 내지 10c는 플래시 억제 프로세서의 작동을 설명하는 파형,

도 11은 디지탈 신호처리 ASIC에 의한 B 모드 처리의 흐름도,

도 12는 디지탈 신호처리 ASIC에 의한 도플러 처리의 흐름도,

도 13은 도 1의 초음파 시스템의 백엔드 ASIC의 블록선도,

도 14는 본 발명에 따른 RΘ주사 변환을 설명하는 도면,

도 15는 주사 변환기에 의한 주사선 보간을 설명하는 도면,

도 16은 본 발명에 따른 주사 변환을 더 설명하는 도면,

도 17a와 17b는 B 모드와 도플러화상이 조합된 것을 설명하는 도면,

도 18은 B 모드와 도플러 주사선이 조합된 것을 설명하는 도면,

도 19와 20은 2차원화상 프레임을 이용한 3차원 렌더링을 설명하는 도면,

도 21은 3차원 화상처리시 프레임버퍼메모리의 구분화를 설명하는 도면,

도 22는 도 1의 초음파 시스템의 사용자 제어의 도표이다.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 의료용 초음파진단 시스템에 관한 것이며, 상세하게는 완전히 집적된 휴대형 초음파 진단기에 관한 것이다.

잘 알려진 바와 같이 현재의 초음파 진단시스템은 크고 복잡한 기구이다. 현재의 고가의 초음파 시스템은 운반을 위해서는 카트에 실어야 할 정도로 대부분 수 백 파운드가 나간다. 본 발명의 양수인인 Advanced Technology Laboratories사의 ADR 4000과 같은 과거의 초음파 시스템은 개인용 컴퓨터 크기정도의 비교적 작은 탁상형 장치였다. 그러나 이러한 장치는 컬러 도플러 화상처리 및 3차원 디스플레이 기능과 같은 현재의 고가의 초음파 시스템의 많은 향상된 기능은 없었다. 초음파 시스템의 기능이 복잡해질 수록 그 부피가 증가되어 왔다.

그러나 디지탈 전자기기의 끊임없는 고밀도화에 따라 종래의 장치들보다도 작은 크기의 초음파 시스템의 개발이 가능하게 되었다. 의사들은 전기면도기 크기의 휴대형 초음파주사헤드로 작업하는데 익숙하게 되었다. 이 친숙한 주사헤드와 마찬가지로 주사헤드 크기의 장치에 초음파 시스템 전체를 집적함에 따라 가능해진 것이다. 이러한 초음파 장치가 스페클 감소, 컬러 도플러, 3차원 화상처리 기능 등 오늘의 고도의 초음파 시스템의 특징을 가능한 한 다수 보유시키면 더욱 바람직할 것이다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명의 기본 원칙은 고가의 초음파 시스템의 많은 기능을 가진 진단용 초음파기를 휴대형 유니트로 제작하는 것이다. 진단용 초음파기는 단일 유니트, 또는 보다 바람직한 형태로서, 변환기, 빔형성기, 화상 프로세서등을 포함하는 한 부분과 디스플레이와 2 유니트 모두를 위한 전원을 포함하는 다른 부분으로 구성된 2 유니트로 제작할 수 있다. 이러한 구성으로는 변환기/프로세서 부분을 한 손만으로도 작동시킬 수 있는데, 이는 두 부분을 잇는 케이블을 통해 디스플레이상에 화상이 전달되고, 다른 나머지 부분은 다른 손으로 들거나 초음파 화상이 잘 보이는 위치에 둘 수 있어서이다. 또한 이 케이블을 통해 디스플레이 부분에서 변환기/프로세서 유니트 전력을 공급한다.

보다 바람직한 형태로서 변환기부터 화상출력까지에 있어서 초음파 시스템은 ASIC의 4 형태로 제작되는데 이는 각각 어레이 변환기의 소자에 연결된 전송/수신 ASIC, 빔전송 및 수신을 수행 및 제어하는 프론트엔드 ASIC, 필터링과 같은 초음파신호의 처리를 담당하는 디지탈 신호처리 ASIC, 처리된 초음파신호를 수신하고 초음파 화상데이타를 형성하는 백엔드 ASIC로 구성된다. 이 상은 표준 모니터나 액정디스플레이(LCD)상에 출력할 수 있다. ASIC형으로 구성함에 따라, 유닛의 전자기기를 하나의 회로기판으로 제작할 수 있으며, 따라서 종래의 커넥터나 배선에 의한 문제들을 제거할 수 있다. 이러한 고도의 초음파기는 5 파운드 미만의 휴대형 장치로 제작할 수 있다.

발명의 구성 및 작용

본 발명의 휴대형 초음파 시스템의 구조를 도 1에 나타내었다. 집적회로 및 초음파기술의 효과적 사용 및 기능과 사양의 적절한 선택을 통하여서만 단일 유니트 휴대유니트로 구성된 휴대형 초음파 시스템을 제작할 수 있다. 변환기 어레이 (10)는 고체 전자적 제어능력, 가변 개구, 화상처리능력 및 신뢰성에 이용된다. 평면 또는 곡선 선형 어레이가 사용될 수 있다.

바람직한 실시예에서 어레이는 광범위 섹터 주사장(abroad sector scanning field)을 가능케하는 곡선 어레이다. 바람직한 실시예가 위상 어레이와 같은 평면 어레이를 조종하고 초점맞추기 위한 충분한 지연 능력을 제공하지만, 곡선 어레이의 기하학적 곡선은 빔형성기 상의 필요 지연을 감소시킨다. 본 어레이의 소자는 전송/수신 ASIC (20)와 연결되어 있으며 이는 변환기소자를 유동시키며 그 소자에 의해 수신된 에코를 수신한다. 전송/수신 ASIC (30)는 또한 어레이(10)의 발신, 수신 개구 및 수신 에코 신호의 이득을 제어한다. 전송/수신 ASIC는 변환기 소자의 수 인치 내에, 바람직하게는 공통 용기내로, 변환기의 바로 뒤에 위치하는 것이 바람직하다.

전송/수신 ASIC(20)에 의해 수신된 에코는 인접한 프론트엔드 ASIC (30)로 전송되며 이는 변환기의 각 소자로부터의 에코를 주사선신호로 빔을 형성시킨다. 또한 프론트엔드 ASIC는 전송파형, 타이밍, 개구, 초점맞춤도 제어한다. 도해된 구체예에서 프론트엔드 ASIC (30)는 타 ASIC들에게 타이밍 신호, 시간이득제어, 변환기어레이에 공급되는 전력 검사 및 제어 등을 행하여 환자에게 적용되는 음향에너지를 제어하며 유니트의 전력소비를 최소화한다. 메모리 장치 (32)는 프론트엔드 ASIC (30)에 연결되어 있고, 빔형성기에서 이용된 데이타를 기억한다.

빔형성된 주사선신호들은 프론트엔드 ASIC (30)에서부터 인접디지탈 신호처리 ASIC (40)에 결합된다. 디지탈 신호처리 ASIC (40)는 주사선신호를 필터링하고 또한 바람직하게는 합성개구형성, 주파수합성, 파워도플러(컬러 파워 맥관)처리와 같은 파워도플러 처리, 스페클 감소와 같은 향상된 특징을 제공한다.

그 다음, 초음파B 모드와 도플러정보는 주사변환과 화상출력신호생성을 위해 인접백엔드 ASIC (50)에 결합된다. 메모리 장치(42)는 백엔드 ASIC (50)에 결합되어 3차원 전력도플러(3D CPA) 화상처리에 사용되는 기억장치가 된다. 또한 백엔드 ASIC는 시간, 날짜, 환자 식별번호와 같은 문자 및 수자 데이타를 화면상에 추가한다. 그래픽 프로세서는 농도와 초점 표지 및 커서 같은 데이타로 초음파화상을 오버레이한다. 초음파화상의 프레임은 백엔드 ASIC (50)과 연결된 화상메모리(54)내에 저장되어 재현 및 Cineloop ㄾ 실시간 시퀀스로 상기 프레임을 호출 재생시킬 수 있다. 화상데이타는 NTSC와 PAL 텔레비젼 포맷과 LCD 디스플레이(60) 또는 비디오모니터를 위한 RGB구동신호를 포함하고, 몇가지의 포맷으로 화상출력시에 사용가능하다.

또한 백엔드 ASIC (50)는 초음파 시스템을 위한 중앙프로세서인 RISC (reduced instruction set controller) 프로세서를 포함한다. 본 RISC프로세서는 프론트엔드 및 디지탈 신호처리 ASIC와 연결되어 있어 휴대형장치의 전반에 걸친 기능을 제어한다. 프로그램 메모리(52)는 백엔드 ASIC (50)와 연결되어 유니트를 작동하고 제어하는 데 RISC 프로세서에 의해 사용되는 프로그램데이타를 저장한다. 또한 백엔드 ASIC (50)는 PCMCIA 인터페이스(56)와 같이 구성된 데이타포트와 연결되어있다. 이러한 인터페이스는 다른 모듈 및 기능이 휴대형 초음파 유닛에 부착될 수 있게 한다. 인터페이스(56)는 모뎀 또는 통신 링크에 연결될 수 있어서 초음파데이타의 원격지로부터의 전송 및 수신할 수 있다. 본 인터페이스는 초음파 데이타분석패키지와 같은 새로운 기능을 상기 유니트에 추가하기 위해서 타 데이타저장장치를 수용할 수 있다.

또한 RISC 프로세서는 유니트의 사용자제어(70)와 연결되어 휴대형 초음파 시스템 작동의 지시 및 제어하기 위해 사용자 입력을 받아들인다.

본 휴대형 초음파 시스템의 전력은 재충전 가능한 배터리에 의해 공급하는 것이 바람직하다. 전지 전력은 저장되고 전원 서브시스템 (80)로부터 유니트의 각 구성소자로 보내어진다. 전원 서브시스템 (80)은 낮은 전지 전압을 높은 전압으로 변환시키기 위하여 DC변환기를 포함하며 이 고전압은 전송/수신 ASIC (20)에 인가되어 변환기 어레이 (10)의 소자를 구동한다.

도 2a와 2b는 도 1의 초음파 시스템을 수용하는 단일 유니트를 나타낸 것이다. 유니트의 전면부는 도 2a에 도시되어 있고, LCD 화면 (60)을 포함하는 상부섹션(83)을 포함한다. 하부 섹션(81)은 사용자 제어 (86)를 포함한다. 사용자제어를 이용하여 사용자는 유니트를 켜거나 끄고, 모드(B 또는 도플러), 색 도플러 섹터 또는 프레임 속도등의 특성 조작 및 3차원 디스플레이와 같은 기능을 선택할 수 있다. 또한 사용자 제어를 이용하여 시간, 날짜, 환자데이타등의 항목을 작성할 수 있다. 십자형으로 보인 4방향 제어는 조이스틱과 같이 조작하여 화면상에서 커서를 움직이거나 사용자 메뉴로부터 기능을 선택할 경우 사용한다. 마우스볼이나 트랙패드를 대신 사용하여 커서나 기타 조작을 다방향으로 수행할 수 있다. 제어의 버튼과 스위치는 화상정지나 Cineloop 메모리로부터 일련의 화상을 저장 및 재생하는 등의 특별한 기능을 수행하기 위해 할당되어 있다.

곡선 변환기 어레이 (10)의 개구 (84)가 유니트 (80)의 바닥에 위치한다. 사용에 있어서, 변환기 개구가 환자에 대어져 환자를 주사하고 그래서 초음파화상이 LCD 디스플레이(60)상에 표시된다.

도 2b는 유니트 (80)의 측면도이며 유니트의 깊이를 보인다. 본 유니트는 높이 약 20.3 cm, 폭 약 11.4 cm, 두께 약 4.5 cm이다. 본 유니트는 곡면 어레이 변환기 프루브와 함께 완전작동초음파 시스템의 모든 구성소자를 포함하는 단일 유니트로 구성되며 무게는 약 5파운드 미만이다. 유니트내부에 장착되는 전지가 본 유니트의 무게의 대부분을 차지한다.

도 3과 4는 두 부분으로 나뉘어 구성된 초음파 시스템의 두번째 패키징 구성을 나타낸다. 하부섹션(81)은 변환기 어레이, 화상신호출력까지의 전반에 걸친 전자기기, 사용자 제어를 포함한다. 하부섹션을 도 3a에 보였으며 곡면 변환기 어레이 개구를 바닥쪽에 보이도록 장치하였다. 하부섹션의 측면도를 도 3b에 나타내었다. 본 하부섹션은 높이 약 11.4 cm, 폭 약 2.5 cm, 두께 약 2.5 cm이다. 본 유니트의 무게는 종래 초음파주사헤드와 거의 같다. 본 하부섹션은 도 4에서 보인 바와 같이 케이블 (90)에 의해 상부섹션 (83)에 연결되어 있다. 상부섹션(83)은 LCD 디스플레이(82)와 전지함(88)을 포함한다. 케이블(90)은 디스플레이를 위해 하부섹션(81)으로부터 상부섹션으로 화상신호를 전달하며, 전지함(88)으로부터 하부섹션으로 전력을 공급한다. 본 분리형 유니트는 사용자가 하부섹션 및 변환기(84)를 종래 주사헤드의 방법과 같이 환자위로 움직일 수 있으면서 상부섹션을 관찰에 용이하도록 일정한 위치에 설치할 수 있다는 점에서 좀더 편리하다. 전지함을 상부섹션에 위치시킴으로서 하부섹션이 좀더 가벼워져 환자 신체위에서 움직이기 쉽다.

기타 시스템 패키징 구성은 매우 명백할 것이다. 예를 들면 프론트엔드 ASIC (30), 디지탈 신호처리 ASIC (40), 백엔드 ASIC (50)등은 하나의 일반적 틀내에 장치할 수 있고, 프론트엔드 ASIC의 빔형성기는 다른 어레이 변환기에 연결가능하다. 이로 인해 상이한 진단용 화상처리를 위해서 디지탈 빔형성기, 디지탈필터, 화상프로세서와 함께 상이한 변환기를 사용할 수 있다. 화면을 3개의 ASIC와 동일한 틀에 장치하고, 또는 백엔드 ASIC의 출력부는 별개의 화면장치에 연결될 수 있다.

도 5에서 전송/수신 ASIC (20)를 좀더 자세히 나타내었다. 본 ASIC는 어레이 (10)의 6개의 변환기 소자에 각각 연결되어 있는 16개의 섹션으로 구성된다. 도해된 섹션 (20a)은 그림 좌측상의 단자에 위치한 소자(1, 17, 33, 49, 65, 81)에 연결된다. 각 섹션당 6개 소자씩, 즉 전체 ASIC가 96개 소자 변환기로 작동할 수 있다. 예를 들면 ASIC가 128 소자 변환기를 제어할 수 있는 경우와 같이 각 섹션은 8 소자로 작동하도록 구성될 수 있다. 주사선의 초음파펄스를 전송하기 전에 프론트엔드 ASIC (30)으로부터의 일련의 데이터 스트림이 그림의 우측에 위치한 전송데이타 In과 Clk단자에서 전송개구선택논리소자(206)에 입력된다. 전송개구선택논리소자(206)는 이 데이타를 전송다중화장치(208 및 210)를 3:1로 다중화장치 스위치를 세트하는데 사용하며 이는 변환기 소자가 특정 주사선에 대해 활성화되도록 한다. 예를 들어 전송될 다음 주사선은 소자(1-32)를 포함하는 전송개구를 갖는다. 이것을 위해서 전송다중화장치(208)가 스위치를 닫아서 펄서 (202)를 소자(1)단자에 연결하고 전송다중화장치(210)가 스위치를 닫아서 펄서 (204)를 소자(17)단자에 연결시킨다. 같은 방법으로 전송 다중화장치는 ASIC의 기타 15개 섹션들도 펄서를 소자단자(2-16 및 18-32)에 연결한다.

연결된 소자(1 및 17)가 활성화될 때에 펄서(202 및 204)에 대한 구동신호가 프론트엔드 ASIC에 의하여 신호 1 인(In) 및 신호 2 인(In) 단자에 적용된다. 단극펄서의 경우 구동신호는 이 단자들에 적용될 것이고 펄서는 이네이블 1 및 이네이블 2 단자에 적용된 신호에 의하여 적절한 시간에 이네이블된다. 이에 대신하여 보충 파형은 대응 단자에 적절한 시간에 적용된다. 이 구동신호들은 논리수준신호로서 펄서입력부에 입력되고 이어서 다중화장치 (208 및 210)에 입력된 고전압 HV의 입력에 의하여 고전압구동 파형으로 변환된다. 펄서와 다중화장치 기능을 단일 유니트로 제작하는 것도 역시 가능하고 이로 인해서, 다중화장치의 각 스위치가 효과적으로 고전압 펄서가 된다. 다시 말하자면, 각 다중화장치가 3개로 각각 제어되는 펄서를 포함하는 것을 의미한다. 이에 대신하여 전송다중화장치의 입력부분에 위치한 2 펄서는 제거하고 전송다중화장치의 출력부분에 위치한 6 펄서에 의해 대치될 수 있기도 하나, 도해된 구체예와 같이 2 저전압펄서만을 필요로 하여 유익하다. 소자(1-32)의 개구의 예를 계속 설명하면, 만약 소자(1)가 개구주변에 있고 소자(17)가 개구방향으로 좀더 중앙에 위치한다면 소자(1)는 소자(17) 보다도 먼저 펄스화되어 초점이 맞추어진 전송 초음파파형을 생산한다.

주사선의 전송에 앞서서 프론트엔드 ASIC로부터의 디지털레이터의 스트림이 논리(214)로 연결된 수신데이타 In 및 Clk 단자로부터 수신개구선택논리(214)로 전송된다. 수신개구선택논리는 적절한 수신개구를 위하여 6:1 수신먹스(212) 및 1:8 수신먹스 (218)내의 스위치를 닫는다. 전송개구선택논리와 같이, 수신개구선택논리는 버퍼저장을 포함하여 ASIC가 현 주사선으로부터 에코를 수신하는 동안 다음 주사선이 수신될 수 있다. 설명된 구체예는 1:8 수신먹스 (218)의 출력부에 있는 8 데이타버스라인으로 보인 바와 같이 16 소자조합수신개구를 위하여 설계된다. 6:1 수신먹스 (212)로의 입력은 섹션(201)을 위하여 6 소자단자에 연결되며 먹스입력에 있는 전송/수신네트웍의 통합에 의하여 고구동전압으로부터 보호된다. 수신개구선택논리 (214)는 먹스(212) 입력중 하나를 먹스출력으로 연결하며, 선택소자로부터 수신된 신호는 최초시간이득제어(TGC) 증폭기(216)로 전용된다. 이 TGC 증폭기의 이득은 ASIC의 TGC 제어단자에 전송된 제어신호에 의하여 제어된다. 증폭기(216)에 의해 공급된 증폭은 종래방식대로, 초음파 에코의 수신 깊이가 증가함에 따라 증가한다. 증폭된 에코신호는 이어서 1:8 수신먹스(218)를 데이타버스라인(220)의 하나로 스위치함으로써 결합된다.

데이타버스라인(220)의 각각은 ASIC상의 모든 1:8 수신먹스의 같은 해당출력에결합된다. 먹스 (218)의 출력은 1 내지 8부터 번호가 주어진다. 각각의 1:8 수신먹스의 출력 1은 데이타라인의 동일한 것에 결합되며; 각각의 1:8 수신먹스의 출력 2는 데이타라인의 또다른 것에 결합되며; 이하 마찬가지이다. 바람직한 구체예 시스템은 변환기에 직교하여 전송된 주사선의 6소자접힘개구를 사용한다. 이것은 개구의 2 소자가 작동의 동일한 수신위상을 가지게 되는것; 수신개구의 6 소자가 6 수신위상을 가지기 위하여 보유되는 것을 의미한다. 예를 들면, 만약 수신된 주사선이 소자(1-16)의 개구의 중심에 위치하면, 소자(1 및 16)는 동일한 수신 타이밍을 가질 것이다. 소자(1)에 의하여 수신된 에코는 먹스(212)를 통하여 연결되며, TGC 증폭기 (216)에 의하여 증폭되며, 먹스(218)를 통하여 연결되고 먹스(218)의 출력에서 현 출력으로 생성된다. 동시에, 소자(16)에 의하여 수신된 에코는 ASIC의 또다른 부분의 먹스를 통하여 연결되며, 동일하게 또다른 TGC 증폭기에 의하여 증폭되며, 그리고 또다른 1:8 수신먹스의 출력 (8)에서 현 출력으로 생성된다. 이들 두 전류는 조합개구에 의하여 동위상화되며, 수신먹스의 출력 (8)에 결합된 데이타라인상에 조합된다.

각 데이타라인상의 전류는 필터링되고 222에 보인 것과 같은 필터네트웍에 의하여 전압으로 변환된다. 바람직한 구체예에서 필터네트웍(222)은 그 구성요소 및 그 필터 특성이 쉽게 선택되고 변화될 수 있도록 ASIC의 단자의 외부에 있으며 이 단자에 결합된다. 필터 특성은 변환기의 통과대역을 맞추기 위하여 선택된 대역이다. 예를 들면, 3.5 MHz 변환기의 경우 통과대역은 1.5 내지 5.5 MHz의 사이이다. 이 필터는 전류신호를 단일 전압으로 변환하기 위하여 필터 임피던스를 통하여 전류원에 연결된다. 이 전압은 또다른(또는 같은) ASIC를 통하여 ASIC단자로 재입력되고 두번째 TGC 증폭기(224)의 입력에 보내어진다. 두 TGC 증폭기의 사용은 두 직렬화된 증폭기의 광역 동적범위에 걸친 작동을 가능하게 한다. 설명된 구체예에서 단일 TGC 제어는 양 TGC 증폭기(216 및 224)에 같은 제어 특성을 제공하지만, 두 증폭기에게 독립되고 상이한 TGC 특성을 공급하는 것도 가능하다. 증폭된 에코신호는 그것이 대역통과필터(226)에 의하여 필터링되는 ASIC의 최종 출력단자로 보내지며 프론트엔드 ASIC상의 빔형성기의 입력의 아날로그-디지탈(A/D) 변환기에 보내어진다.

전송/수신 ASIC (20)의 각 부분은 각 ASIC내에 포함되거나 몇 부분이 같은 ASIC상에 집적되도록 조합된다. 바람직하게는 모든 열여섯 부분이 단일 ASIC 칩상에 집적된다.

따라서, 바람직한 구체예에서, 전송/수신 ASIC (20)는 96 소자 변환기어레이로 작동하며, 32 소자 전송개구 및 16 소자조합수신개구를 사용하는 것을 알수있다. 아래에서 토의된 것과 같이 합성개구의 사용에 의하여, 시스템은 전송 및 수신 모두에 대하여 32 소자개구를 보인다.

프론트엔드 ASIC (30)의 상세도를 도 6에 보였다. 도면은 프론트엔드 ASIC (30)의 한 섹션(30a)을 보인다. 전송/수신 ASIC (20)로부터 8 출력의 빔형성을 공급하기 위하여 프론트엔드 ASIC상에 이러한 8부분이 있다. 각 에코신호출력은 A/D변환기(310)의 입력에 결합되며, 여기에서 에코신호는 디지탈데이타로 변환된다. 각 소자(또는 조합개구내의 각 소자쌍)으로부터의 디지탈데이타는 클록신호 A/D CLK에 의하여 선입선출(FIFO) 레지스터기(312)로 이동된다. A/D CLK 신호는 초기 지연을 제공하기 위하여 클록신호의 출발을 지연시키는 동적초점타이밍회로에 의하여 제공되며, 이어서 수신에코신호의 동적초점맞춤을 위해 신호샘플링시간을 제어한다. FIFO 레지스터기(312)의 길이는 초기 지연, 변환기중심주파수, 개구크기, 어레이의 곡율, 및 빔조종필요에 의하여 결정된다. 예를 들면, 보다 높은 중심주파수 및 곡면 어레이는 지연필요 및 FIFO 레지스터기의 길이를 감소시킨다. FIFO 레지스터기(312)로부터 지연된 에코신호는 멀티플라이어 (316)에 보내어지고 여기서 에코신호는 동적가중치 레지스터(318)내에 저장된 동적가중치에 의하여 가중된다. 동적가중치는 동적수신개구의 효과를 고려하여 에코정보를 정상화시키기 위하여 에코신호를 가중시키며, 상기 개구는 주사선을 따라 에코의 수신 깊이가 증가함에 따라 추가적 외부소자를 더함으로써 확장한다. 지연 및 가중된 에코신호는 이어서 적절히 지연 및 가중된, 다른 소자로부터의 에코신호 및 가산회로(320)에 의해 직렬로 결합된 임의의 다른 지연단계로부터의 에코신호와 더해진다. 빔형성된 에코신호는, 동기 오버플로비트와 함께, RF데이타버스상 출력주사선데이타로서 생성된다.

각 일련의 주사선에 수반하여 에코 신호는 ASIC의 RF헤더 시퀀서에 의해 제공되는 정보를 식별하고, 그것은 생성되는 주사선 데이터의 종류를 특정한다. RF 헤더는 예를 들면, B 모드에코데이타 또는 도플러데이타로 주사선을 인지한다.

또다른 디지탈저장장치는 필요하다면, 빔형성기 지연을 제공하기 위하여 사용될 수 있다. 이중 포트(dual ported) 랜덤액세스메모리를 사용할 수 있고, 그것은 때때로 또는 연속적으로 메모리로부터 읽히고, 변환기 소자로부터의 신호에 소망의 지연을 제공한다.

프론트엔드 ASIC의 각 섹션(30a)은 어레이의 네 변환기소자에 대한 변환제어회로(302 내지 308)을 포함한다. 여덟 섹션은 따라서 동시에 어레이의 32소자에 대한 전송제어를 제공하여 최대 전송개구를 결정한다. 전송제어회로는 소망의 전송주파수에서 파형을 생성하며, 소망의 초점 깊이에서 초점이 맞추어진 전송된 음향신호를 생성하기 위하여 적절한 시간에 펄서를 활성화시키는 신호를 이네이블한다.

프론트엔드 ASIC는 전송 및 수신기능을 위한 전체제어를 제공하는 일반제어섹션 (330)을 포함한다. 제어섹션 (330)은 백엔드 ASIC에 위치한 RISC프로세서의 제어하에 제어되고 데이타를 수신한다. 특정화상프레임에 대한 데이타테이블은 랜덤액세스메모리(RAM) (32)에 저장되고 RISC프로세서의 명령하에 제어섹션 (330)으로 로드된다. 제어섹션 (330)은 전송 및 수신 기능의 시퀀스를 위한 많은 시퀀서를 포함한다. 프레임시퀀서 (332)는 생성되는 화상프레임의 타입을 식별하는 다른 시퀀서에 의해 사용되는 정보를 생성한다. 프레임시퀀서는, 예를 들면 네 도플러 주사선군 사이에 산재된 B 모드주사선으로 다음 프레임을 결정하고, 일련의 주사선이 모든 홀수 주사선에 모든 짝수 주사선이 계속되도록 한 데이타를 기억한다. 이 정보는 적합한 시퀀스로 전송 및 수신된 주사선을 제어하는 선시퀀서 (334)로 공급된다. 새로운 주사선의 생성에 있어서 선시퀀서는 TGC 시퀀서(336)를 제어하여 TGC제어데이타의 소망의 시퀀스를 생산하도록 한다. TGC 시퀀스로부터의 TGC제어데이타는 디지탈-아날로그 변환기(DAC) (338)에 의하여 전압신호로 전환되고 전송/수신 ASIC (20)의 TGC 제어입력단자(들)에 적용된다. 선시퀀서(334)는 전송/수신 ASIC상의 전송 및 수신개구선택논리회로(206 및 214)를 위한 시리얼버스상의 시리얼데이타를 생산하는 시리얼버스시퀀서(340)를 제어한다. 전송/수신(RT) 레지스터로더(342)는 개구선택논리회로(206 및 214), 전송제어회로(302 내지 308), 동적초점타이밍회로(314) 및 동적가중레지스터(318)를 포함하는 양 ASIC들상의 다양한 레지스터로의 새로운 주사선에 대한 데이타의 로딩을 제어한다. 실시간기능을 수행하는 모든 레지스터는 이중버퍼된다. 상기된 바와 같이, 다양한 레지스터는 버퍼되어 제어데이타가 시리얼버스상에 위치될 수 있도록 하고 선이 제어데이타가 사용되는 주사선에 선행하는 동안 다양한 레지스터로 로딩된다.

프론트엔드 ASIC (30)는 전류모니터회로(346)를 포함하고, A/D 변환기(348)의 방식으로 HV버스상의 전류를 샘플링한다. 전류모니터는 만약 초과전류수준이 감지되면 고전압공급을 감소 및 완전 차단함으로써 환자의 안전을 보장하여, 과열변환기 또는 수용불가능 고음향 출력 수준으로부터 환자를 보호한다.

프론트엔드 ASIC는 자체제어섹션내에 시스템의 모든 동작이 동기화되는 복수의 동기 클록 신호를 생성하는 클록발생기(350)를 포함한다. 시스템의 밀집구성된 장치간의 간섭 및 혼선을 방지하기 위해, 주사선전송주파수는 비디오출력신호주파수로 동기화하여, 한 주파수의 조파는 다른 것에서 간섭요소를 생성하지 않을 것이다. 수정발진기(나타내지 않음)는 프론트엔드 ASIC(30)에 결합되어 시스템의 모든 클록신호의 기초가 되는 60 MHz와 같은 기본고주파수를 공급한다.

만곡 어레이의 32 소자로부터의 합성조합개구주사선을 생성하기위한 전송/수신 및 프론트엔드 ASIC (20 및 30)의 작동은 도 7를 참고하여 설명되있다. 이 도면에서 ASIC는 25에서 32까지 번호가 붙여진 32소자로 구성되는 변환기의 개구를 제어하고, 이어서 만곡 어레이 (10)의 1에서 24까지 번호가 붙여진 32 소자로 구성되는 변환기의 개구를 제어한다. 주사선 정보의 모든 개구를 수집하기 위해서 32 소자 모두의 두 전송시퀀스가 필요하다. 전송하기위해, 선시퀀스(334), 시리얼버스시퀀스(340), 및 RT 레지스터로더(342)는 프론트엔드 ASIC상의 열여섯 전송개구선택논리회로(206) 및 32 전송제어기로 적합한 전송먹스데이타를 로드한다. 개구는 논리를 선택하고 이어서 32 전송먹스를 제어하여 목적하는 전송개구인 25-32 및 1-24로 번호가 붙여진 소자에 펄서를 연결한다. 펄서는 전송제어회로에 의해 펄스되어 도 7의 포인트 F에 초점맞춤된 음향파를 생성한다.

최초 펄스전송에 이어서, 에코가 1-16 의 번호가 붙여진 소자의 중앙군에 의하여 전송되며, 이때에 소자는 열여섯 6:1 수신먹스 및 1:8 수신 먹스에 의하여 여덟개의 출력데이타선에 연결되어있다. 열여섯 수신신호는 초기 TGC증폭기를 통과할 때 도 7에서 216'로 보인 바와 같이 일렬로 보이는 여덟개로 나뉘어 보인다. 동위상화된 신호는 이어서 빔형성지연선의 입력에서 선의 쌍이 합쳐지는 조합개구에 의하여 370에 보인 바와 같이 네 쌍으로 조합되는 것으로 보인다. 설명한 실시예에서 주사선(360)은 소자(8 및 9) 사이의 어레이개구의 중앙으로부터 확대한다. 이것은 소자(8 및 9)에 의해 수신된 에코신호가 동위상이고, 조합될 수 있음을 의미한다. 이와 같이, 짝지워진 소자(7 및 10), 짝지워진 소자(6 및 11), 및 짝지워진 소자(5 및 12)에 의해 수신된 에코는 또한 조합될 수 있다. 따라서, 최초전송펄스에 이어서, 소자(1 내지 16)에 의해 수신되고 8 지연 FIFO에 의해 지연되고 가산회로(320)에 의해 가산된다. 이어서 이 절반개구는 다른 절반개구의 수신을 위하여 저장된다.

또다른 음향펄스는 개구의 모든 32 소자에 의하여 전송된다. 이 두번째 펄스 이후, 수신먹스는 소자(25 내지 32) 및 (17 내지 24)로부터의 에코를 빔형성기에 전송한다. 조합개구대칭선에 의하여 소자(32)로부터의 에코는 소자(17)로부터의 에코와 짝지워지고 둘은 결합된다. 이와 같이, 소자(31)로부터의 에코는 소자(18)로부터의 에코와 짝지워지고, 가장 옆쪽의 짝지워진 소자(25 및 24)까지 이하 마찬가지이다.

조합개구에 의해 여덟 신호에 짝지워진, 열여섯 수신된 에코는 여덟 지연FIFO에 의해 적절히 지연되고 주사선의 두번째 반개구를 형성하기위해 가산된다. 개구의 두 절반은 두 시퀀스의 주사선을 따라 에코구성요소의 위치의 함수로서 가산된다. 따라서 완전한 개구는 개구의 내부 열여섯 소자, 그다음 외부 열여섯소자로부터의 에코의 개별적인 수신을 조합함으로써 형성된다. 정밀하게 빔형성된 합성개구신호는 양 수신간격간에 TGC제어의 동일조건을 유지함으로써 생성된다. 동적

가중 및 동적초점맞춤은 두 시퀀스동안 수신소자의 개구위치를 바꾸는 것에 의하여 두 수신시퀀스에 상이하게 영향을 준다. 두 시퀀스동안 FIFO에 의해 부여된 지연은 한 시퀀스로부터 다른 시퀀스로 수신소자의 개구에 걸친 위치를 바꾸는 것에 의하여 다르다. 도 8에 디지탈 신호처리 ASIC(40)의 블록도를 보였다. 프론트엔드 ASIC (30)로부터의 주사선신호는 개구변환을 위하여 수신된 신호를 표준화하기 위하여 계수메모리(408)에 의해 공급된 가변계수에 의해 신호가 적산되는 표준화회로에 의해 수신된다. 변환기가 얕은 깊이로부터의 주사선을 따라 신호를 수신받을 때, 넷 또는 여덟 변환기 소자와 같은, 상대적으로 작은 개구는 에코신호를 수신하기위해 사용된다. 주사선에 따른 수신깊이가 증가함에 따라, 개구가 증가하여 온전한 32 소자개구가 최대 깊이에서 사용되도록 한다. 정규화회로는 이 개구변화효과를 위해 신호를 정규화하기위해, 넷 또는 여덟의 요소와 같이, 개구변화범위에 대하여 적합한 계수에 의해 수신된 주사선신호를 적산한다.

초음파 시스템이 조직 및 기관의 구조상을 형성하기위해 B 모드로 작동할 때, 디지탈 신호 프로세서는 도 11의 흐름도에 보인 바와 같이 작동한다. 정규화된 에코신호는 도 8의 두 경로를 따르며, 하나는 네 멀티플라이어필터(412)로 결합되고 다른 하나는 멀티플렉서(422)에 의해 제2 네 멀티플라이어필터(414)로 연결된다. 각 멀티플라이어필터는 FIR필터처럼 작동하는 멀티플라이어 및 누산기를 포함한다. 주사선 에코신호는 멀티플라이어로 일렬로 이동되고, 계수메모리(408)에 의해 공급된 계수들과 곱해지고, 그리고 곱은 멀티플라이어 출력에서 누산기에서 누산된다. 필터(412)에 대한 계수는 코사인함수와 에코신호를 곱하기 위하여 선택되고 필터(414)에 대한 계수는, I 및 Q 직각신호검출을 위한 예비로서, 사인함수와 에코신호를 곱하기 위하여 선택된다. 네 멀티플라이어필터는 멀티플라이어에 대한 입력속도보다 작은 속도로 축적된 신호를 생성하고, 그래서 데시메이션 대역 통과 필터링(decimation band pass filtering)을 수행한다. 신호대역폭이 디스플레이 모니터의 디스플레이 대역폭을 초과할 때, 화상선은 에밀리어싱 상태때문에 깜박이게 된다. 데시메이션필터링은 모니터의 디스플레이 대역폭에 맞도록 데이터 속도는 물론 신호대역폭을 감소시키도록 설계되었다. 멀티플라이어로 입력신호 및 계수를 연속적으로 보내어 중간곱을 누산함으로서, 필터의 효과적 길이가 증가할 수 있다. 예를 들면, 입력신호(1 내지 8)는 제4 멀티플라이어에 의해 연속적으로 가중될 수 있고 곱은 제4 누산기에 누산되고; 입력신호(3 내지 10)는 제3 멀티플라이어에 의해 가중될 수 있고 곱은 제3 누산기에 누산되고; 입력신호(5 내지 12)는 제2 멀티플라이어에 의해 가중될 수 있고 곱은 제2 누산기에 누산되고; 그리고 입력신호(7 내지 14)는 제1 멀티플라이어에 의해 가중될 수 있고 곱은 제1 누산기에 누산된다. 이로 인해 데이터 속도는 반감되고, 각 멀티플라이어 및 누산기는 여덟 탭필터로서 효과적으로 작동한다. 따라서 필터의 탭의 효과적 수는 멀티플라이어의 수(이 실시예에서는 4)와 감속비(이 실시예에서는 2)의 곱인 것으로 보여진다.

추가적으로, 이 필터는 대역폭 제한 효과에 의하여 r.f.노이즈 및 양자화노이즈를 감소시킨다. I 및 Q 에코신호샘플은 필터(412 및 414)의 출력에서 생성되며, 필요하다면 이득단계(416 및 418)의 멀티플라이어에 의해 증폭되고, 이어서 r.f.메모리(420)에 저장된다. Q샘플은 다중전송기(426)에 의해 r.f.메모리에 보내어진다.

합성개구화상이 형성될 때, 개구의 제1 절반의 주사선으로부터의 I 및 Q 샘플(상기 도 7의 설명 참조)은 개구의 나머지 절반으로부터의 I 및 Q 샘플이 수신되기 전까지 r.f.메모리에 저장된다. 개구의 제2 절반으로부터의 샘플이 수신되면, 가산기(424)에 의해 그것들과 공간적으로 상응하는 대응물과 함께 결합한다. 이 메모리의 크기는 주사선신호샘플을 저장하기위해 요구되는 메모리의 크기를 감소시키는 데시메이션필터링후의 개구신호를 저장하는 것에 의해 최소로 유지된다.

전 개구의 I 및 Q 샘플이 형성된후, 에코샘플은 가산기(424)로부터 검출 및 압축회로(428)에 결합된다. 이 회로는 $(I^2 + Q^2)^{\frac{1}{2}}$형태의 포락선 검파를 실행하는 CORDIC 프로세서를 형성하도록 배치된 멀티플라이어 및 두 개의 시프트 레지스터를 포함한다(예를들면 The CORDIC Trigonometric Computing Technique, by J. E. Volder, *IRE Trans. on Elect. Computers*, (1959년 9월)참조). 검출된 신호는 압축 및 스케일되어 원하는 범위의 디스플레이 그레이 레벨로 매핑된다.

검출 및 압축 매핑후 그레이스케일 신호는 FIR 필터(432)에서 저역 필터링된 다음 화상 프레임 메모리(430)에 기억된다. 선택된 스캐닝 모드가 단일 전송 초점을 사용하면 그레이스케일 신호가 주사 변환용 백엔드 ASIC (50)에 전송된다. ASIC (40)를 떠나기 전에 그레이스케일 신호는 무한 임펄스 응답(IIR) 필터(436)에 의해 프레임 평균화되는데 이 필터는 화상 프레임 메모리(430)를 프레임 버퍼로서 사용하고 한 개의 멀티플라이어와 두 개의 가산기를 포함하고 있어 다음 식의 프레임 - 프레임 평균화를 실행한다.

$$F_{out} = (1-\alpha)F_{out-1} + \alpha F_{new} = F_{out-1} + \alpha(F_{new} - F_{out-1})$$

여기서 멀티플라이어 계수는 α이다. 이 계수가 2진수(예를들면 0.5, 0.25, 0.125)이면 F_{out} 는 애드-시프트-애드 동작으로 얻어질 수 있다.

다초점 존이 사용되면 수신된 각 주사선 세그먼트는 전체 디스플레이 깊이로부터 주사선 세그먼트가 수신될때까지 r.f. 메모리(420)에 기억된다. 또 다른 초점 존으로부터의 세그먼트를 전송/수신하기전에 한 개의 완전한 초점 존에 대한 주사선 세그먼트가 얻어지는 것이 바람직하다. 주사선에 대한 모든 세그먼트가 얻어졌을 때 완전한 각 주사선이 메모리에서 판독되어 FIR 필터(432)에 의해 필터링되는데, 이 필터는 보다 만족스럽고 허상이 없는 화상을 위해 세그먼트들간의 경계를 평활화시킨다.

다중존 초점맞춤 및 합성개구 둘다를 사용하면 개구의 양 반쪽의 주사선 세그먼트가 전 초점 존에 걸쳐 수신되어 r.f. 메모리(420)에서 어셈블된다. 다음에 대응하는 주사선 세그먼트가 다른 초점 존으로부터 수신되어 먼저 수신된 초점 존으로부터의 세그먼트와 결합된다. 다음에 완성된 주사선이 FIR 필터(432)에 의해 필터링되어 세그먼트들간의 경계를 평활화시킨다.

사용자는 미국특허 제4,561,019호에 기술된 주파수 복합 기법과 같은 스페클 감소 또는 깊이 의존 필터링과 같은 특정한 화상 화질 향상의 특징으로 그레이스케일 화상을 처리하도록 선택할수 있다. 이러한 임의의 처리기법은 주사선신호의 개별적인 대역통과 필터링 및 직각 검출이 아닌 절대값 검출을 위해 필터(412 및 414)를 사용할 것을 요한다. 깊이 의존 필터링의 경우에는 수신된 에코 신호가 양 필터(412 및 414)에서 코사인 함수로 증배되지만, 계수는 한 필터가 고통과대역에서 출력신호를 발생하고 다른 필터가 저통과 대역에서 출력신호를 발생하도록 선택된다. 두 필터에 의해 발생된 출력신호는 식 $I_1 = h_1(t)\cos\omega_H t$ 및 $I_2 = h_2(t)\cos\omega_L t$ 의 형태이다. 이들 두 출력신호는 상보시간 가변 이득 제어에 의해 이득 스테이지(416 및 418)에서 증폭된다. 고주파수 통과대역신호(I_1)는 초기에 강하게 증폭된 다음, 에코 신호가 주사선을 따라 증가하는 깊이로부터 수신됨에 따라 이득이 감소된다. 상보방식에서는 저주파수 통과대역신호(I_2)가 초기에 저레벨에 있다가 고주파수 이득이 롤 오프됨에 따라 깊이가 증가하는 방식으로 증폭된다. 따라서 얕은 깊이에서의 신호는 비교적 높은 통과대역을 나타내고 보다 깊은 깊이로부터의 신호는 보다 깊은 깊이에서의 고주파수 잡음을 감소시키는 비교적 낮은 통과대역을 통과한다. 회로(428)의 CORDIC 프로세서에서의 검출은 I_1 및 I_2를 제곱한 다음 그 결과들을 합계함으로써 절대값 검출로 실행된다. 합계후 신호들은 원하는 그레이스케일 매핑 특성으로 로그 압축된다. 대안으로, 개별적인 통과대역들을 통과한 신호가 가산기(424)에 의해 합계된 다음 검출 및 압축 회로(428)에서 절대값 검출로 검출된 다음 매핑된다.

동일 프로세서를 주파수 혼합에 의한 스페클 감소를 제공하는데 사용할수 있다. 필터(412, 414)중 하나의 계수는 수신된 신호를 고주파수 통과대역에 의해 필터링하도록 선택되고 다른 필터의 계수는 수신된 신호를 인접 저주파수 통과대역에 의해 필터링하도록 선택된다. 이득 스테이지(416, 418)의 계수는 두 통과대역의 응답을 균등화하도록 선택된다. 고 및 저 통과 대역의 신호들은 검출 및 압축 회로에 결합되고 여기에서 상기한 바와같이 절대값 검출을 통해 개별적으로 검출되고 검출된 신호는 이어서 원하는 그레이 스케일 매핑 특성으로 로그 압축되어 공간 기준으로 합계된다.

도 8에는 전력 도플러(CPA) 디스플레이를 위한 도플러 에코 신호의 처리가 도 12의 흐름도와 함께 도시되어 있다. 각 주사선 벡터는 예를들면 8회 반복 주사되어 벡터를 따라 도플러 정보의 앙상블을 어셈블한다. 에코 신호의 수신된 각 주사선은 정규화 회로(410)에 의해 정규화되고 필터(412)에서 데시메이션 대역 통과 필터링된다. 앙상블의 각 주사선은 완전 앙상블이 누적될 때까지 r.f. 메모리(420)에 기억된다. 각 앙상블의 주사선은 멀티플렉서(422)에 의해 4 멀티플라이어 필터(414)에 결합되는데, 이 필터는 행렬 필터링을 통해 도플러 전력 산출 및 월 필터링을 실행한다. 월 필터링은 적당한 멀티플라이어 계수를 선택하여 실행되고 행렬 필터링은 다음식으로 표현된다.

수학식 1

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ . \\ . \\ . \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \cdots & a_{1n} \\ b_{11} & b_{12} & b_{13} & \cdots & b_{1n} \\ c_{11} & c_{12} & c_{13} & \cdots & c_{1n} \\ . & . & . & & . \\ . & . & . & & . \\ . & . & . & & . \\ z_{11} & z_{12} & z_{13} & \cdots & z_{1n} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ . \\ . \\ . \\ x_n \end{bmatrix}$$

여기서 $x_1 \ldots x_n$ 은 주사선 앙상블로부터의 공간 정렬 신호이고, $y_1 \ldots y_n$은 출력 도플러값이다. 바람직한 구체예에서는 4 멀티플라이어 필터가 행렬 필터링에 사용되고 이 필터링이 순차적으로 그리고 증분적으로 실행된다. 중간 곱은 상기한 바와같이 누산되어 필터 길이를 확장시킨다. 예를들면 4 멀티플라이어 필터로 상기 행렬을 처리할때는 중간 프로덕트 $a_{11}x_1$

+ $a_{12}x_2$ + $a_{13}x_3$ + $a_{14}x_4$ 가 초기에 형성되고 누산기에 저장계된다. 프로덕트 $a_{15}x_5$ + $a_{16}x_6$ + $a_{17}x_7$ + $a_{18}x_8$ 이 멀티플라이어에 형성되어 이전에 계산된 중간 프로덕트와 함께 누산기에 저장된다. 이런식으로 중간 프로덕트들을 누산함으로써 4멀티플라이어 및 누산기는 임의의 원하는 길이의 필터까지 연장될수 있고 유용한 최대 처리시간에 의해서만 한정된다. 도플러값은 게인 스테이지(418) 및 멀티플렉서(426)를 통해 검출 및 압축 회로(428)에 전송되고, 거기서 주사선을 따르는 각 에코 위치에서의 도플러 신호 진폭이 다음 수학식 2의 절대값 검출을 통해 검출된다.

수학식 2

$$y = \sum_{n}^{1-n} y_n^2$$

도플러값 y는 이어서 검출 및 압축 회로(428)의 CORDIC 프로세서를 사용하여 압축 및 스케일된다.

일단 도플러 신호 진폭값이 검출되어 FIR 필터(432)에 의해 필터링되고나면 얻어진 값이 공간 기억되고 화상 클러터가 플래시 억제 프로세서(434)에 의해 제거되는데, 이 프로세서는 표시된 신호에서 프레임 - 프레임 변화를 배제한다. 바람직한 플래시 억제 처리기법은 도 9의 플래시 억제 프로세서의 상세도에 도시된 바와같은 최소-최대 필터링이다. 최소-최대 필터링은 형태론적 필터링의 일종으로서 일련의 도플러 화상 프레임으로부터의 일시적 신호상에서 실행된다. 도 9는 특정 샘플부피 위치에서의 일시적 데이타 처리를 예시하고 있는데, 프레임(F_{n-1})으로서 식별된 프레임이 처리된다. 신프레임(Fn)으로부터 도플러 신호가 수신될 때 이 프레임은 전프레임(F_{n-1}) 의 값과 비교되고 두 값중 최소값은 최소값 셀렉터(630)에 의해 선택된다. 이 최소값(Min_1)은 $Min_1(F_n, F_{n-1})$로 표시된다. 최소값(Min_1)은 화상 버퍼(A)에 기억되어 있는 이전에 선택된 최소값($Min_2(F_{n-1}, F_{n-2})$)과 비교되고 두 값중 최대값은 최대값 셀렉터(636)에 의해 선택된다. 따라서 셀렉터(636)는 두 최소값중 최대값을 선택하여 최소-최대값으로 표시한다. 이 최소-최대값은 감산기(638)에 의해 현 프레임(F_{n-1})의 도플러 신호값으로부터 감해진다. 비교기(640)는 이 차를 신호 편위 임계값(T)과 비교한다. 차가 임계값(T)을 초과하면 비교기(640)는 현 프레임의 도플러 신호값에 대한 최소-최대값을 생성한다. 차가 임계값(T)을 초과하지 않으면 현 프레임값(F_{n-1})이 사용된다. 이 선택이 행해졌을 때 Min_1 값은 전 Min_2 값 대신에 화상버퍼(A)에 래치되고 신프레임값(Fn)은 화상 버퍼(B)에 래치되며 이 프로세스는 현 프레임에 이어서 다음 프레임내의 다른 샘플 볼륨 위치에 대해 계속된다.

이 처리는 주어진 샘플 볼륨 위치로부터 매시간 걸쳐 수신되는 도플러 신호값의 다음의 시퀀스(1)를 고려하면 이해될 수 있다.

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)

여기서 제1값 0은 프레임(Fn)의 값이고 제2값 1은 프레임(F_{n-1})의 값이다. 연속값의 쌍들을 두 값의 최소값에 대해 조사할 때 다음의 최소값 시퀀스(2)가 얻어진다.

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)

0, 1, 2, 7, 4, 4, 5, 5, 7, 8 (2)

이것으로 시퀀스(1)의 최초의 두 값 0 및 1의 최소값은 시퀀스(2)의 제1값인 0의 최소값을 가짐을 알수 있다. 시퀀스(1)의 제2 및 제3 값 1 및 2는 시퀀스(2)의 제2값인 1의 최소값을 가진다. 시퀀스(1)의 제3 및 제4 값 2 및 15는 최소값 시퀀스(2)의 제3값인 2의 최소값을 가진다. 다음에 최소값 시퀀스(2)의 순차값들을 비교하여 다음의 최소-최대 시퀀스(3)로 나타낸 바와같이 두 값의 최대값을 결정한다.

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)

0, 1, 2, 7, 4, 4, 5, 5, 7, 8 (2)

1, 2, 7, 7, 4, 5, 5, 7, 8 (3)

따라서 최소값 시퀀스의 최초의 두 값 0 및 1은 최소-최대 시퀀스(3)의 제1값인 1의 최대값을 가짐을 알수 있다. 최소값 1 및 2는 2의 최대값을 가지며 최소값 2 및 7은 7의 최대값을 갖고, 이하 마찬가지이다.

최소-최대 시퀀스(3)로부터, 제1시퀀스의 제4, 제7 및 제10값의 돌연 치우침 15, 8 및 25가 최소-최대 시퀀스에서 배제되었음을 알수 있다. 예시된 구체예에서는 현재 값과 최소-최대값의 차가 임계값를 초과하면 사용된 최소-최대값 및 임계값과 비교된다. 이 수치예에서 이 차는 제1시퀀스와 제3시퀀스의 차가 된다. 사용된 드레스홀드가 예를들어 6이면 15 및 25의 치우침 각각이 프로세서 출력에서 최소-최대값으로 치환된다. 모든 다른 경우에는 원래의 값이 사용된다.

상기한 바와같은 최소-최대 처리는 기대 범위내에서의 신호 변화를 위해 수신된 도플러 신호를 따르게 되지만 최소-최대값으로 치환하여 도 10에 도시된 바와같이 갑작스런 신호 치우침을 평활화하게 된다. 도 10a에는 도플러 화상의 주어진 위치에서의 신호값 시퀀스(650)가 도시되어 있다. 이 시퀀스(650)는 플래시(주사헤드 이동) 또는 다른 잡음원으로부터의 허상인 돌연 치우침(642, 644 및 646)에 의해 오염된다. 도 9의 최소-최대 필터는 도 10b에서 이러한 바람직하지 않은 치우침 아래에 실선 신호 시퀀스(650)로 도시한 바와같이 바람직하지 않은 치우침 대신 최소-최대값을 사용한다. 바람직하지 않은 치우침이 최소-최대값으로 치환됨에 따라, 디스플레이를 위해 처리된 신호레벨서열(650)은 도 10c에 도시된 바와같다. 최소-최대 프로세서의 이점은 이것이 포지티브 치우침에만 유효하다는 점이다. 도플러 전력의 일시적 국부 변화를 나타내는 국부 피크 및 밸리는 이러한 필터링기법에 의해 보존된다.

화상 프레임 메모리(430)는 그레이 스케일 프레임 또는 전력 도플러 프레임을 기억할 수 있다. 각 프레임은 IIR 필터(436)에 의해 일시적으로 필터링될 수 있는데, 이 필터는 상기한 바와같이 점대점(point-by-point)기준으로 프레임 평균화를 실행한다. 다음에 일시적으로 필터링된 화상 정보는 주사변환 및 디스플레이를 위해 백엔드 ASIC(50)에 제공된다.

B모드 (2차원) 에코 및 도플러 처리를 위한 디지탈 신호처리 ASIC (40)의 작동 시퀀스가 각각 도 11 및 도 12의 흐름도에 도시되어 있다. 도 11 및 도 12의 각 흐름도 블록안에 있는 수자는 도 8의 ASIC 블록도에서 번호를 매긴 프로세서를 말한다.

디지탈 신호처리 ASIC 의 화상 프레임 메모리(430)는 이하에서 논하는 백엔드 ASIC 의 프레임 버퍼 메모리와 공통의 구조 및 구현기술을 공유한다. 이러한 공통성 및 이것에 의해 얻어지는 ASIC 제작과 밀도에 있어서의 효율을 이용하기 위해, 백엔드 ASIC(50)위에 화상 프레임 메모리(430)와 이것의 관련 플래시 억제 프로세서(434) 및 IIR 필터(436)를 위치시켜 FIR 필터(432)의 출력에서 디지탈 신호처리 ASIC 와 백엔드 ASIC를 구분화할 수 있다.

도 13을 참조하면 백엔드 ASIC(50)의 블록선도가 도시되어 있다. 디지탈 신호 프로세서 ASIC(40)에 의해 생성된 처리된 B 모드 주사선은 주사 변환을 위해 2개의 연속 주사선을 기억하고 있는 버퍼(501)에 전송된다. 주사 변환 기능에 필요한 집적회로 면적, 전력 요구량 및 열방산량을 줄이기 위해, 어드레싱에 가산기 및 누적기만을 요하는 직송식의 선형 보간 알고리즘 및 간단한 변환 기법을 이용한다. 도 1에 도시된 바와같은 곡면 어레이 변환기(10)를 이용하는 경우 도 14에 도시된 바와같은 주사된 섹터(560)는 다음과 같이 주사변환된다. 도 14에서 섹터(560)의 방사방향 주사선은 도 13의 프레임 버퍼 메모리(530)의 x,y 좌표로 변환되는데 이들의 경계는 도 14에서 Dx 및 Dy 로서 정의된다. 섹터(560)의 방사방향 주사선(이중 하나를 벡터(V)로 나타냄)은 가상 정점(564)으로부터 발산된다. 곡면 어레이에서는 가상 정점과 스킨라인(변환기 위치)(562) 사이에 데이타 포인트가 전혀 없으나 위상 어레이 주사헤드에서는 정점이 Dx, Dy 화상 영역내에 존재한다. 선형 어레이의 경우에는 정점이 전혀 없고, 평행 주사선과 보간선이 프레임 버퍼 메모리(530)에 간단히 기록된다. 다음예는 주사 변환용 어레이중에서도 가장 복잡한 주사변환어레이인 곡면어레이(10)를 설명한다. 이 예로부터 다른 어레이 포맷에 의한 주사변환이 명백해질 것이다.

도 14에서 주사선은 R, Θ극좌표에 의해 정의되는데 이것은 디스플레이 스크린의 x_S, y_S 좌표로 변환된다. 극좌표는 정점(564)을 원점으로 하는데 대하여 스크린 좌표는 디스플레이 영역의 상부 중심을 원점(0,0)으로 한다. 스크린 좌표의 원점은 정점으로부터 y방향으로 거리 y_o 만큼 치우쳐 있고 D_x, D_y 화상 영역의 상부 중심에 있다. 곡면 어레이의 경우에는 각 벡터(V)의 만곡 세그먼트(R_{oc})의 초기 반경을 따르는 유효한 데이타 포인트가 없다. 초기거리(R_{oc})(이것은 주사선(562) 아래에 있다)를 넘어서 유효한 에코 데이타가 존재하며 주사 변환 메모리(530)에서 적당한 어드레스에 위치된다. 예를들면 도 14에서 벡터(V)끝의 점은 R, Θ의 극좌표를 가지는데, 이 좌표는 스크린 좌표로 변환되어 주사변환메모리의 어드레스에 위치된다.

주사변환에 앞서 2선 버퍼(510)에 기억된 2개의 주사선을 사용하여 다수의 삽입 주사선을 보간한다. 도 15에 도시된 바와 같은 선형 보간식 $\alpha L_1 + (1-\alpha)L_2$ 는 만족스런 결과를 가져옴을 알았다. 바람직한 실현식은 $L_2 + \alpha(L_1-L_2)$인데 이것은 단일 멀티플라이어만을 요한다. 도 15의 실시예에서는 수신된 각 주사선(L_1 및 L_2)쌍 사이에 7개의 주사선이 보간된다. 도시된 주사선(L_1)은 섹터(560)의 방사방향 경계에 위치한다. 이 경계 주사선으로부터 방사방향으로 밖으로(도면에서 왼쪽으로) 향하는 보간된 주사선은 도 15에서 주사선(L_1)의 왼쪽에 도시된 바와같이 7/8, 3/4, 5/8, 1/2, 3/8, 1/4 및 1/8의 가중치로 주사선(L_1)에 데이타값을 가중시킴으로써 생긴다. 주사선쌍 사이에서 보간된 주사선은 $7/8\ L_1 + 1/8\ L_2$, $3/4\ L_1 + 1/4\ L_2$ 등의 가중치로 나타낸 바와같이 L_1 및 L_2의 가중된 조합이 된다. 보간은 R_1 과 같은 주사선을 따라 데이타값을 취하고 그 값을 7/8과 같은 가중인자에 의해 가중시킨 다음 그것을 다음 주사선으로 부터의 완전히 가중된 공간 대응 데이타 포인트(R_1)에 가함으로써 얻어진다. 이런식의 보간은 완성될 때까지 주사선 아래로 진행하고, 그 다음 다음 주사선이 내삽된다. 보간된 주사선이 생겼을 때 그 주사선은 즉시 프레임 버퍼 메모리(530)에 위치된다.

도 13은 선 보간기(512)가 버퍼 주사선을 사용하여 보간된 주사선을 만드는 동안 2개의 주사선(L_1 및 L_2)을 유지하는 2선 버퍼(510)를 도시하고 있다. 보간 프로세스에 대한 가중치는 주사변환제어기(520)의 선보간 가중 스토어(522)에 의해 제공된다. 그 사이의 보간된 선이 만들어졌을 때 2선 버퍼(510)에서 가장 오래된 주사선이 새로운 인접 주사선으로 치환된다. 버퍼(510)에서 2개의 주사선을 기억하는 위치가 교대로 업데이트되므로 보유된 주사선에 사용된 가중치가 반대의 순서로 다음 구간에 간단히 사용된다. 도 15에서 예를들면 주사선(L_2)은 가중치가 1/8로부터 7/8로 증가한 가중치로 선(L_1 및 L_2) 사이의 구간에서 가중됨을 알수 있다. 선(L_1)이 다음 선(L_3)으로 치환된후, 주사선(L_2)이 반대의 순서로 가중되어 다음 구간에서 7/8로부터 1/8로 감소된다. 이것은 보유된 주사선을 버퍼(510)내의 한 영역에서 또다른 영역으로 이동시킬 필요가 없게 한다. 다만 가장 오래된 주사선을 새것으로 치환하는 것이 필요할 뿐이다.

수신된 주사선은 주사선 시퀀스로 적당한 시간에 변화없이 선보간기(512)를 통과하게 된다.

주사선이 선보간기(512)의 출력에서 생성될 때 그것의 데이타값은 다음 순서로 프레임 버퍼 메모리(530)내의 기억위치로 주사변환된다. 방사방향 주사선의 극좌표는

$x = R\sin\Theta$ 및

$y = R\cos\Theta$

(여기서 R은 도 14에서 y축에 대해 각 Θ로 연장된 벡터의 방사방향 거리이다)에 의해 메모리(530)의 직교좌표와 관련된다. x에 대한 식에서 R을 푼 다음 그 해로 R을 치환하면

$R = y/\cos\Theta$ 및

$x = y\tan\Theta$

가 얻어진다. 이들 식을 R, x_s 및 y_s 누산기의 증분에 사용하여 간단한 주사변환 어드레싱을 제공한다.

선간섭기가 주사선을 출력하기 시작할 때, 주사선을 따르는 선택된 R어드레스로부터의 주사선 데이타는 x_s, y_s 어드레스에서 프레임 버퍼 메모리(530)에 기억된다. 데이타 기억은 메모리영역(D_x, D_y)의 제1행(y=1)에서 개시되며 메모리행 아래로 순차적으로 진행된다. 따라서 y_s 누산기는 1에서 시작하는 정수값을 간단히 누산한다. R누산기는 $y_o\cos\Theta$의 값으로 초기화되는데, 이 값은 제1주사선 어드레스를 주사선의 정점으로부터 도 14에서 메모리의 제1행과 정렬된 주사선 샘플로 오프셋한다. 메모리(530)에 대한 X_s 어드레스는 도 14에서 R, Θ 벡터 V와 교차하는 메모리의 제1행을 따르는 지점인 $y_o\tan\Theta$의 값으로 초기화된다. 초기화값에 대한 y_o값은 초기화 기억장치(526)에 의해 제공된다.

이들 개시 어드레스 값으로부터 선보간기(512)를 어드레스하는 R누산기는 상수 1/cosΘ만큼씩 증분되어 기억될 한 R, Θ 주사선 값으로부터 다음 값으로 순차적으로 스테핑한다. 프레임버퍼 메모리(530)를 어드레스하는 y_s누산기는 정수값 만큼씩 증분되고 메모리(530)에 대한 x_s 누산기는 상수 1/tanΘ 만큼씩 증분되어 프레임 버퍼 메모리의 각각의 새 기억어드레스로 스테핑한다.

이 주사변환 프로스에는 추가의 2단계가 수반된다. 한 단계는 트랜서듀서 어레이의 곡률 반경(R_{oc})을 설명하는 주사선 상수에 대한 R 어드레스의 체크이다. 도 14에 도시된 바와같이 섹터(560)의 최외주에 있는 경계주사선은 D_x, D_y 디스플레이 영역의 상부 행에서 시작되나 곡면 어레이의 모든 다른 주사선은 어레이의 만곡 때문에 상부 아래에서 시작된다. 이것을 설명하기 위해 이 만곡으로 인한 오프셋이 R 어드레스의 단위로 각 주사선에 대해 계산된다. R 어드레스 누산기가 그것의 초기 R 어드레스를 생성할 때 이 어드레스들은 계산된 R_{oc} 오프셋과 비교된다. R 어드레스 누산기에 의해 생성된 R 어드레스는 R_{oc}(이 지점부터 주사선의 데이타값이 메모리(530)에 기억된다)를 초과하는 제1 R 어드레스까지 무시된다.

주사선 데이타값이 메모리(530)의 선택 어드레스 위치에 기록되기 전에 실행되는 또 하나의 단계는 데이타값이 선택 어드레스 위치에 이전에 기록되었는지의 여부를 체크하는 것이다. 각 화상 프레임이 주사변환될 때는 프레임 버퍼 메모리의 어드레스 위치에 대응하는 비트(b_e)의 1비트 맵이 사용된다. 새 데이타값이 메모리내 위치에 기록될 때, 그 어드레스 위치에 대한 대응 비트(b_e)가 세트되는데, 이것은 데이타값이 그 프레임에 대한 메모리에 들어갔음을 나타낸다. 그 프레임 동안의 또 다른 주사선의 주사변환이 동일 메모리 위치를 어드레스한다면 b_e 비트는 그 프레임에 대해 그 위치에 데이타 값이 이미 입력되었음을 기록 제어기(528)에 알린다. 이 때문에 기록제어기는 사용자나 주사제어기 설계자가 선정한 프로토콜에 따라 이전에 기록된 데이타값을 겹쳐쓰거나 또는 새 데이타값의 입력을 캔슬하게된다. 주사 변환기는 이전에 기입된 데이타값을 새것으로 치환하거나 또는 제1데이타값만을 기입하고 이후의 모든 값은 무시하는 프로토콜을 사용할수 있다. 또 다른 프로토콜은 주사선이 화상의 주변부에서 중심부로 진행될 때 오래된 값을 새값으로 겹쳐쓴 다음 발견된 제1값을 기입하고 화상의 중심부에서 주변부로 진행하는 주사선에 대한 후속값을 거부하는 것이다. 바람직한 구체예에서는 이 프로토콜이 각 메모리위치에 대해 제1데이타값을 단지 기입하고 새데이타로 위치를 겹쳐쓰려는 차후의 시도를 무시하는 것이다.

모든 주사선이 메모리(530)에 기록되었을 때 b_e 비트의 맵은 모든 것들을 함유한다. 다음 화상프레임동안 이들 비트는 새 프레임의 데이타값이 메모리의 기억위치에 기록될 때 제로로 전환된다. 따라서, 프레임 사이에서 b_e 비트 맵을 리셋할 필요가 없다. 상보 be 비트값이 연속 화상프레임에 대한 데이타 엔트리를 매핑하는데 사용된다.

주사변환 프로세스의 작동이 도 16에 예시되어 있는데, 여기서 곡면 변환기 어레이(10)로부터 연장된 2개의 주사선 벡터($V_{\Theta 0}$ 및 $V_{\Theta 45}$)를 볼 수 있다. 블록의 행렬은 주사변환기 버퍼 메모리(530)에서 메모리 위치를 공간적으로 표시하는 것으로 나타나 있다. 주사선($V_{\Theta 0}$)은 어레이 중심부로부터 연장되며 메모리 행렬에 직각이고 각 Θ=0°로 연장되는 것으로 확인된다. 주사선 데이타 샘플이 상기한 바와같이 디지탈 신호처리 ASIC(40)에서 대역한정되었을 때, 주사선 벡터를 따라 검출된 샘플은 메모리(530)의 열에서 연속메모리 위치로 순차적으로 수납하게 된다. 이것은 연속 y 어드레스 2내지 4에서의 연속 주사선 R 값 R_2, R_3, R_4, R_5 및 R_6 에 의해 나타나고 있다. 주사선 데이타가 대역 한정되지 않아서 디스플레이의 대역폭에 정합되면, R 어드레스 누산기(524)가 행에서 행으로 증분될 때 다수의 중간 샘플이 스킵하게 된다. 따라서 주사선 데이타는 그것의 처리시 일찍 스케일되지 않았다면 주사변환동안 스케일될수 있다.

벡터($V_{\Theta 45}$)의 다른 주사선은 제1벡터에 대해 45°의 각도로 연장된다. 이 각도로 주사선 벡터를 따라 메모리 메트릭스에 블록(위치)보다 많은 샘플이 존재함을 알수 있다. 메모리 행렬의 행은 도면에 도시된 주사선 구간에 걸쳐 2내지 6의 y 의 정수값으로 어드레스된다. 메모리의 x 어드레스는 주사선 각도의 탄젠트 tan 45°를 이용하여 각 행 y 에 대해 ytanΘ의 상수만큼 증분된다. 이로써 도면에 도시된 $V_{\Theta 45}$ 주사선 부분에 대해 7내지 11의 x 어드레스 시퀀스가 얻어진다. 주사선을 따르는 R 어드레스는 상기한 바와같이 상수 y/cosΘ만큼 증분되며, 소수점은 절단되어 실선원으로 나타낸 선택된 R 어드레스를 산출한다. R_4 값은 사용되지 않고 R_5 및 R_6의 R 값이 7,2 및 8,3 의 x, y 어드레스에 기억됨을 알 수 있다. R_7 값은 스킵되고 다음의 세 R 값 R_8, R_9 및 R_{10} 은 행 4,5 및 6에 기억된다. 다음 R 값 R_{11} 은 주사선 값이 다음행에 기억되기 전에 스킵된다. R값의 소수부의 절단은 가장 정확한 주사선 R 값을, 즉 주사변환 메모리내의 각 위치에 대해 1픽셀 공차내에서 선택하게 됨을 알았다.

프레임 버퍼 메모리(530)내의 각 메모리 위치는 수신 또는 보간된 초음파 주사선 및 2개의 추가 비트로부터 데이타값을 기억한다. 이들 2개의 추가 비트중 한 개는 기억된 데이타값을 흑백 또는 컬러 데이타값으로서 특정하도록 세트된다. 0은 데이타값을 흑백 픽셀로서 특정하며, 1은 데이타값을 컬러 픽셀로서 특정한다. 이 비트가 컬러 픽셀에 대해 세트될 때 픽셀에서의 데이타값은 컬러 맵 검색테이블(532)에 액세스되는데, 이 테이블은 디스플레이에 적당한 적(R), 녹(G) 및 청(B) 의 신호값을 선택한다. 값 0은 데이타값이 그레이 레벨의 픽셀로서 디스플레이 되게 한다. 상기한 바와같이 제2추가 비트는 각 화상 프레임에 대한 메모리에의 데이타값의 엔트리를 매핑하는 b_e 비트이다. 이 be비트는 기록제어회로(528)에 의해 판독되어, 새 데이타값이 주사변환기에 의해 사용된 프로토콜에 따라 메모리에 기록되는지의 여부를 결정한다.

버퍼 메모리(530)내의 주사변환 프레임은 프레임이 어셈블된후 메모리로부터 판독된다. 컬러 픽셀은 컬러맵 조사테이블(532)에서 R,G 및 B 값을 조사하며 이 값은 이어서 비디오 프로세서(550)로 간다. 그레이스케일 픽셀은 비디오 프로세서로 직접 간다. 비디오 프로세서에서는 초음파 화상이 그래픽스 오버레이 버퍼(540)로부터의 그래픽스로 오버레이된다. 이 그래픽스 정보는 시간, 날짜, 환자 신원, 스케일 마커, 도플러 윈도우 아웃라인, 커서 및 사용자에 유용한 기타 그래픽 정보로 이루어질 수 있다. 초음파 화상 및 그것의 그래픽 정보는 이어서 디스플레이용 출력 신호로서 생성될수 있다. NTSC 비디오 포맷, PAL 포맷 또는 RGB 포맷을 포함하여 여러 가지 출력신호 포맷이 가능하다. 출력신호는 비디오 프로세서(550)의 디지탈-아날로그 변환 출력에서 생성되며 베이스밴드 또는 변조된 반전송호일 수 있다. 이 신호는 유니트 자체 LCD 디스플레이(60)를 작동시키거나, 또는 독립된 외부 모니터에 대한 출력단자에서 생성된다. 유니트는 기억 및 리플레이를 위해 사용자가 설계한 실시간 화상시퀀스의 Cineloop 기억 및 리플레이를 위한 비디오 메모리(552)를 포함한다.

본 휴대형 시스템으로 제조된 초음파 화상은 B 모드 그레이스케일 화상, 파워 도플러 화상, 그레이스케일과 파워 도플러 화상 정보의 조합, 또는 3차원 파워 도플러 화상일 수 있다. 그레이스케일과 파워 도플러 화상이 조합된 것이 제조될 때, 사용자는 파워 도플러 신호가 수집되어 디스플레이되는 전 섹터내에 서브섹터 윈도우를 설계할 것이다. 그러한 서브섹터(602)가 도 17의 섹터(600)내에 명암을 넣은 서브섹터로서 도시되어 있다. 서브섹터(602a)는 도 17a에 도시된 바와같이 섹터(600)의 상부에서 저부까지 완전히 연장될수 있는데, 이 경우 서브섹터 주사선은 파워 도플러선이 되고, 604로 나타낸 선의 군과 같은 서브섹터(602a)의 어느 한쪽의 주사선은 그레이스케일 선으로서 생성된다. 바람직한 구체예에서는 파워 도플러 서브섹터 윈도우의 높이는 도 17b에 서브섹터(602b)로 도시된 바와같이 그레이스케일 화상 정보에 의해 양쪽에서 서브섹터가 넓어지도록 사용자에 의해 제어가능하다. 또한 파워 도플러 정보는 서브섹터 윈도우 영역에 걸쳐 B 모드 그레이스케일 정보와 블렌드된다. 이것은 도 13과 관련하여 도 18에 도시되어 있다. 서브섹터 영역에 걸친 파워 도플러 정보의 주사선이 수신될 때 파워 도플러 신호는 3D 파워 도플러 메모리(502)에 기억된다. 서브섹터를 오버랩하는 B모드 데이타의 주사선이 수신될 때 그 주사선은 블렌딩 회로(504)에 보내어진다. 공간 일치 파워 도플러 신호가 블렌딩 회로에 동시에 보내어지고, 파워 도플러와 그레이스케일 정보의 블렌드인 주사선 데이타는 데이타를 함께 블렌드함으로써 제조된다. 이러한 2개의 수신 및 블랜드된 주사선이 도 18에 주사선 Θ_i 및 Θ_{i+1} 로서 도시되어 있다. 이들 선으로 알수 있는 바와같이 각 선의 상부(근방 영역)(610) 및 각 선의 하부(원시영역)(612)는 그레이스케일 데이타만으로 이루어진다. 각 수신선의 중간부(614)에서는 그레이스케일과 파워 도플러 정보가 함께 블렌드된다. 예를들면 파워 도플러 정보가 실선의 적색으로 디스플레이되고 그레이스케일 정보가 다른 휘도 레벨로서 디스플레이되면, 이들 두가지 유형의 정보를 블렌드할 때 밝은 적색, 흐린 적색, 연한 핑크색, 또는 휘도 레벨과 컬러 레드의 측정된 변화의 다른 조합이 얻어질수 있다. 수신된 주사선 정보가 블렌드될 때, 블렌드된 선은 주사변환 및 중간 주사선의 보간을 위해 2선 버퍼(510)에 제공된다. 보간된 주사선(620)과 같은 보간된 선이 도 15에 도시된 방식으로 2개의 수신된 주사선 중간에 생성된다. 따라서 각 선의 블렌드된 영역은 선이 주사변환되어 상호 인접하여 디스플레이될 때 전원 도플러 서브섹터(602)내에 묘사된 신체부위의 혈류와 조직구조 양자에 대한 정보를 운반하게 된다.

하나의 화상 경계의 개량은 아무런 가치도 없다. 도플러 주사선 정보가 그레이스케일 주사선 정보에 오버레이될 때 화상 영역을 올바르게 채우기 위해서 도플러 정보 영역의 시작이 최종 그레이스케일선의 상부에 오버레이되어야 한다. 도플러 주사선 영역이 완전해질 때 최종 도플러 주사선이 화상의 나머지 그레이스케일부의 최초 주사선에 의해 오버레이된다.

본발명의 휴대형 초음파 시스템은 또한 3차원 프로젝션 뷰 포맷으로 파워 도플러 화상을 제공할수 있다. 3차원적 표시를 위해, 일련의 공간적으로 연속이고 대략 평행한 파워 도플러 화상 프레임이 주사되고 수신된 주사선이 3D 파워 도플러 메모리(502)에 기억된다. 이 시퀀스에서의 프레임은 개별적으로 주사변환되어 세이브되지 않는데, 그 이유는 이 프레임은 그것의 보간된 주사선에 의한 주사변환화상에 상당한 기억 영역을 요할 것이기 때문이다. 이 대신 프레임 시퀀스의 주사선은 3차원 프로젝션 화상의 각 뷰잉 각에 대해 반복하여 주사변환된다. 각 프레임은 주사변환될 때 바로 3차원 디스플레이를 연출한다. 수신된 주사선의 프레임은 반복하여 주사변환되고 조금씩 다른 뷰잉 각의 3차원 화상을 렌더링하여 신체의 3차원 화상을 표현하는데 이 화상은 그 축 중의 하나 이상을 회전하는 것으로 보인다.

예를들어 6개의 평행한 화상프레임이 z 방향으로 조금씩 증가한 깊이로 얻어진다고 가정한다. 도 19는 이 도면속으로 연장되는 z차원과 평행하게 정렬될 때의 이들 화상 프레임을 예시하고 있다. 따라서 화상프레임은 상부 화상프레임(700)만이 보이고 다른 화상프레임(702-710)은 화상프레임(700)뒤에 있도록 잘 정렬된다. 각 화상 프레임은 화상 섹터(712)를 포함하고 있는데 이중 하나는 도 19의 상부에서 볼 수 있다.

이제 도 19의 화상 프레임(700-710)이 도 20에 도시된 바와같이 중심축 y축 둘레로 회전한다고 가정한다. 여기서 불명료한 프레임(702-710)의 에지는 회전 때문에 보이게 된다. 이 회전은 z축의 배향을 회전방향(z_Θ)으로 시프트시킨다. 본발명의 휴대형 초음파 시스템에서 3차원 프로젝션 화상은 이 회전된 화상세트로 형성되어 마치 뷰어가 뷰잉 윈도우(720)를 통해 뷰잉 각(722)에서 화상 면을 보고 있는 것처럼 프로젝트된다. 섹터(712)는 도 20의 섹터(712)로 도시된 바와같이 회전되었을 때 그것의 x차원으로 압축되었음을 알수있는데, 이것에 의해 미국특허 5,485,842의 주사변환기법을 3차원 표현을 렌더링하는데 사용할수 있게 된다. 본발명에 따르면 3차원 렌더링은 누산기에서 어드레스 상수의 효과적인 누산을 통해 플래너 프레임 데이타를 어드레스함으로써 행해진다.

설명의 편의를 위해 3차원 처리의 예는 y축에 대한 회전에 대해서만 제공한다. 이것은 주사변환된 화상은 화상 프레임 세트가 각 Θ만큼 즉 y_Θ = y로 회전될 때 주사변환 화상이 동일한 y행 좌표를 갖게됨을 의미한다. 나머지 좌표는 다음과 같은 행렬식 (수학식 3)으로 표시된다.

수학식 3

$$\begin{bmatrix} z_\theta \\ x_\theta - x_{c\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z \\ x - x_{cd} \end{bmatrix}$$

상기식에서 z_Θ 및 x_Θ는 Θ 회전된 좌표계의 x 및 y 좌표이고, z는 시퀀스내 화상 프레임의 수이고, $x_{c\Theta}$는 뷰잉 윈도우(720) 내 화상프레임 세트의 중심이고, x_{cd}는 특정 화상 프레임의 중심이다. x를 풀면

수학식 4

$$x = \frac{x_\theta}{\cos\theta} + x_{cd} - \frac{x_{c\theta}}{\cos\theta} + z\tan\theta$$

가 얻어지는데 여기서 후자의 세 항은 3차원 프로젝션을 위해 x 어드레스를 초기 설정하는데 사용되는 상수이다.

도플러 화상 프레임으로부터 수신된 주사선은 앞서 기술한 바와같이 주사변환되며, 주사변환되고 보간된 플래너 화상은 3차원 프로젝션 화상을 기억하고 있는 3D 버퍼에 프로젝트된다. 주사변환된 화상내의 픽셀은 행별 및 픽셀별로 처리되어 3차원 화상 표현에 있어서 도플러 값을 그것의 위치에 프로젝트한다. 플래너 화상과 3D 버퍼 양자의 행은 y 어드레스 누산기에 의해 순차적으로 어드레스되는데 이 누산기는 정수를 간단히 누산하여 화상 행1, 화상행2 등을 순차적으로 처리한다. 3D 버퍼의 x 어드레스는 시퀀스 1, 2, 3 등과 같이 카운트하는 카운터에 의해 정수형태로 각 행을 가로질러 증분된다.

플래너 화상의 x 어드레스는 수학식 4의 후자의 세 상수 항에 의해 생긴 초기값으로부터 시작된다. 3D 버퍼의 각 프로젝션 화상은 다른 프로젝션 각(Θ)을 나타내며, 따라서 tanΘ의 상수 값이 계산되어 프로젝션 화상처리에 사용된다. 3D 화상 중심($x_{c\Theta}$)의 중심은 주어진 3D 프로젝션 화상 시퀀스에 대한 기지 상수이며 각 플래너 화상(x_{cd}) 의 중심은 각 플래너 화상에 대한 기지 상수이다. 따라서 수학식 4로부터, 플래너 화상을 변환시키는 x 어드레스는

수학식 5

$$x_{init} = x_{cd} - \frac{x_{c\theta}}{\cos\theta} + z\tan\theta$$

로부터 시작한다. 주어진 플래너 화상 및 주어진 뷰잉 각(Θ)에 대한 X_{init} 값이 계산 및 기억되어, 플래너 화상의 각 행(y)에서 최초의 x 어드레스 위치를 초기화하는데 사용된다. 연속 어드레스는 이 초기 x 어드레스로부터, 이전의 어드레스에 1/cosΘ의 상수값을 더하고 3차원 프로젝션 화상의 각 행을 가로질러 연속 x 어드레스 위치에 플래너 화상의 어드레스된 각

값을 재위치시킴으로써 생성된다. 각 행이 완성될 때 y행 어드레스는 1씩 증분되고, 플래너 화상의 x 어드레스는 X_{init} 값으로 다시 초기화되고, 이 프로세스는 완전 화상이 프로젝션 화상에 재위치되었을때까지 플래너 화상의 각 행아래로 계속된다.

한 플래너 화상의 프로젝션 화상에 재위치된 후 ZtanΘ값이 다음 z값으로 증분된다. 따라서 ZtanΘ값의 시퀀스는 플래너 화상의 시퀀스를 통해 tanΘ에서 2tanΘ, 3tanΘ등으로 진행하게 된다. 각각의 새 ZtanΘ값은 수학식 5에 따른 시퀀스로 다음 플래너 화상에 대한 새 X_{init} 값을 계산하는데 사용된다.

프로젝션 화상에서 플래너 화상 정보를 조합하는 방법은 많이 있다. 한가지 방법은 이전 플래너 화상으로부터의 값이 프로젝션 화상 위치에 이미 기억되었다면 동일 위치에 기억될 다음 값이 이전에 기억된 값과 비교되는 최대 강도법이다. 다음에 두 값중 큰 것이 기억된다. 따라서 프로젝션 화상은 렌더링된 프로젝션 화상내의 각 위치에서 최대강도값을 가지게 된다.

두 번째 조합방법은 프로젝션 화상에 반투명 특성을 부여하는 것으로서 평균화 방법이다. 주어진 프로젝션 화상 위치에 대한 각각의 새 값은 그 위치에서 이전에 기억된 값과 평균화되어, 얻어진 화상은 최대강도가 아니라 플래너 화상 세트를 통한 평균을 반영하게 된다. 플래너 화상처리가 이 세트의 프론트 화상으로부터 진행되는지 백 화상으로부터 진행되는지의 여부에 따라 프로젝션 이미지는 뷰어에 가장 가까운 플래너 화상을 위해 가중되거나 또는 그 값이 뷰잉 윈도우(720)로부터의 그것의 z 값의 거리에 따라 가중될수 있다. 뷰어가 선택한 기법은 개인 우선의 것이다.

상술한 3차원 표현기법은 유리하게도 수신된 주사선만을 저장함으로써 메모리를 보존한다. 각 프로젝션 화상이 형성될 때 보간이 실행되므로 전 보간된 화상 세트에 대해 기억을 연장시킬 필요는 없다. 본발명의 기법은 어드레스 누산기를 각 프로젝션 화상에 대해 일정한 값으로 간단히 증분시킴으로써 효과적인 어드레싱을 이용한다.

본발명에 따른 3차원 화상처리의 바람직한 실현은 도 21에 도시된 바와같이 메모리를 사분으로 구분화함으로써 프레임 버퍼 메모리(530)를 효과적으로 사용하게 한다. 예를들면 수신된 주사선의 제1프레임은 보간되어 B1로서 나타낸 메모리 영역으로 주사변환된다. 영역(B1)내의 주사변환된 제1플래너 화상은 A1으로서 나타낸 메모리 영역에서 3차원 프로젝션 좌표에 재위치된다. 제1 플래너 화상의 이러한 3차원 프로젝션이 일어나고 있는 동안, 수신된 주사선의 제2프레임이 보간되어 메모리영역(B2)으로 주사변환된다. 다음에 영역(B2)내의 주사변환된 제2플래너 화상이 영역(A1)에서 프로젝션 좌표로 프로젝트되는 동안, 수신된 주사선의 제3프레임은 B1 메모리 영역으로 주사변환된다. 메모리 영역(B1 및 B2)은 전 프로젝션 화상이 A1 영역에 형성되었을때까지 연속 화상 프레임에 의해 교대로 사용된다.

A1 영역내의 프로젝션 화상은 이어서 비디오 디스플레이를 위해 선별로 판독된다. A1 프로젝션 화상이 판독될 때 메모리 영역(B1 및 B2)은 교대 방식으로 수신된 프레임을 다시 주사변환시키며 다음 뷰잉각(Θ)의 제2프로젝션 화상은 A2 메모리 영역에서 어셈블된다. 제1 프로젝션 화상이 A1 메모리 영역으로부터 디스플레이되고 다음 프로젝션 각의 제2프로젝션 화상이 A2 메모리 영역에서 충분히 어셈블된후, 제2 프로젝션 화상은 영역(A2)으로부터 판독되어 디스플레이된다. 이 프로세스는 영역(B2 및 B2)으로 이어져 수신된 프레임을 주사 전환시켜 A1 메모리 영역에서 제3 프로젝션 각에서 제3프로젝션 화상을 형성한다. 따라서 버퍼 메모리의 사분 모두는 뷰어 앞에서 y축에 대해 회전하는 것으로 보이는 3차원 프로젝션을 효과적으로 생성하는데 상호관련되어 사용된다.

두 축에 대한 동시 회전을 위해서는 플래너 화상의 제2 프로젝션이 좌표를 중간 좌표계(Θ)로부터 최종 좌표계(Φ)로 회전하도록 수행되어야 한다. 예를들면 플래너 화상 세트가 각 Θ만큼 y축 둘레로 회전된후 화상 좌표는 x축에 대한 각(Φ)을 통한 회전에 의해 2회째 변환이 행해진다. 제2좌표 변형을 위해 x_{Φ}는 x_{Θ}와 같게 세트되고, 수학식 4 중의 z의 값은 z_{Θ}로 설정되고, 행렬 좌측의 z_{Θ}는 $Z_{\Phi로}$ 세트된다. 수학식을 y에 대해 풀고 제2 좌표변형을 2회 회전된 좌표값에 대해 실행한다. 각 프로젝션 화상에 대한 각 플래너 화상에 필요한 좌표의 제2 변형은 3차원 표현을 생성하는데 필요한 시간을 증가시키게 된다.

각 플래너 화상에서 섹터(712) 영역 외측의 픽셀에 대해서는 좌표변형을 실행할 필요가 없음을 이해할 수 있을 것이다. 섹터 영역은 주사변환된 화상끼리 동일하고 각 화상에서 기지 좌표를 차지해야 하므로, 섹터 영역내에서 단지 화상 정보를 변환 및 프로젝트함으로써 처리속도를 개선시키는 것이 가능하다.

백엔드 ASIC(50)는 RISC 프로세서(500)의 위치로서, 본 휴대형 초음파 시스템의 모든 작동 타이밍을 좌표화하는데 사용된다. RISC 프로세서는 ASICS의 모든 다른 주기능 영역에 접속되어 처리 타이밍을 좌표화하고 사용자가 원하는 유형의

처리 및 디스플레이를 실행하는데 필요한 데이타를 버퍼 및 레지스터에 전송한다. RISC 프로세서 작동용 프로그램 데이터는 RISC 프로세서에 의해 액세스되는 프로그램 메모리(52)에 기억된다. RISC 프로세서에 대한 타이밍은 프론트엔드 ASIC (30)상의 클록 발생기로부터의 클록 신호에 의해 제공된다. RISC 프로세서는 또한 PCMCIA 인터페이스를 통해 연락되는데, 이 인터페이스에 의해 프로세서는 추가의 프로그램 데이타에 액세스하거나 화상 정보를 원격으로 전송할수 있다. PCMCIA 인터페이스는 예를들면 휴대형 유니트로부터 원격 위치로의 초음파 화상의 전송을 위해 모뎀 또는 원격통신 링크에 접속시킬수 있다.

RISC 프로세서는 사용자 제어기(7) 상에서 사용자가 만든 명령 및 엔트리에 의해 사용자 제어하에 작동한다. 제어기능, 제어유형 및 그것의 설명을 도시하는 도표가 도 12에 도시되어 있다. 환자 데이터 입력, Cineloop 작동 및 3D 리뷰와 같은 다수의 기능이 메뉴 제어를 통해 작동되어 소형 휴대형 유니트상의 키 또는 버튼 제어수가 최소화된다는 것을 이해할 수 있을 것이다.

발명의 효과

본 유니트를 더 간략화하기 위해서 다수의 작동 기능이 특정 진단 용도에 대해 사전프로그래밍되고 특정 용도가 선택될 때 자동 작동하게 된다. B모드 화상처리의 선택은 예를들면 주파수 혼합 및 깊이 의존 필터링을 자동으로 생기게 하는 반면 도플러 작동이 선택되면 4 멀티플라이어 필터가 월 필터로서 자동적으로 설정되게 한다. 특정 임상용도의 메뉴 선택은 예를들면 TGC 제어 특성 및 초점 존과 같은 특정 특징 세팅을 자동적으로 설정할 수 있게 된다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

진단 의료용 휴대용 초음파 시스템에 있어서,

어레이 변환기, 및

상기 어레이 변환기의 소자에 의해 수신된 에코 신호를 지연 및 조합시키는 디지탈 빔형성기로 이루어지고,

상기 어레이 변환기 및 상기 빔형성기가 공통 엔클로저내에 위치되는 것을 특징으로 하는 진단 의료용 휴대용 초음파 시스템.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 어레이 변환기가 선형 어레이인 것을 특징으로 하는 휴대용 초음파 시스템.

청구항 3.

제 1 항에 있어서, 상기 어레이 변환기가 곡선 선형 어레이인 것을 특징으로 하는 휴대용 초음파 시스템.

청구항 4.

제 1 항에 있어서, 상기 빔형성기가 디지탈 에코 신호를 지연 및 조합시키는 디지탈 빔형성기인 것을 특징으로 하는 휴대용 초음파 시스템.

청구항 5.

휴대형 진단 의료용 초음파 시스템에 있어서,

어레이 변환기, 및

상기 어레이 변환기의 소자에 의해 수신된 에코 신호를 지연 및 조합시키는 디지털 빔형성기로 이루어지고,

상기 어레이 변환기 및 상기 빔형성기가 10파운드(4.5킬로그램)미만의 하나이상의 엔클로저내에 위치되는 것을 특징으로 하는 휴대형 진단 의료용 초음파 시스템.

청구항 6.

제 5 항에 있어서, 상기 빔형성기의 출력에 접속되고 상기 빔형성기와 동일한 엔클로저내에 위치된 디지탈 필터를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 7.

제 5 항에 있어서, 상기 디지탈 필터의 출력에 접속되고 상기 디지탈 필터와 동일한 엔클로저내에 위치된 화상 프로세서를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 8.

제 7 항에 있어서, 상기 화상 프로세서의 출력에 접속된 화상 디스플레이를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 9.

제 8 항에 있어서, 상기 빔형성기, 상기 디지탈 필터 및 상기 화상 프로세서가 제1엔클로저내에 위치되고, 상기 화상 디스플레이가 제2 엔클로저내에 위치되는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 10.

제 5 항에 있어서, 상기 빔형성기가 디지탈 에코 신호를 지연 및 조합시키는 디지탈 빔형성기인 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 11.

제 10 항에 있어서, 상기 디지탈 빔형성기와 공통의 엔클로저내에 위치된 화상 프로세서 및 디지탈 필터를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 12.

제 11 항에 있어서, 상기 화상 프로세서가 디지탈 주사 변환기를 포함하는 것을 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 13.

휴대형 초음파 시스템에 있어서,

변환기,

B 모드 신호 프로세서, 및

도플러 신호 프로세서를 포함하고,

상기 변환기, 상기 B 모드 신호 프로세서 및 상기 도플러 신호 프로세서가 공통 휴대형 엔클로저내에 위치되는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 14.

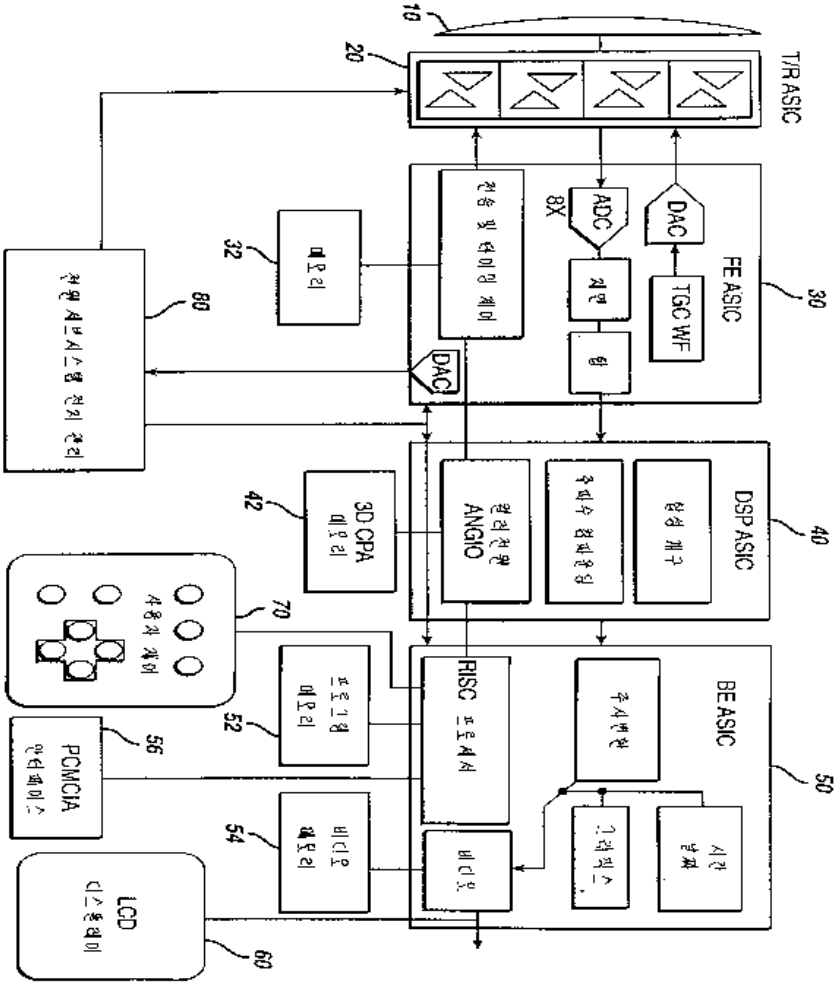
제 13 항에 있어서, 상기 공통 휴대형 엔클로저가 10파운드 (4.5킬로그램)미만인 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

청구항 15.

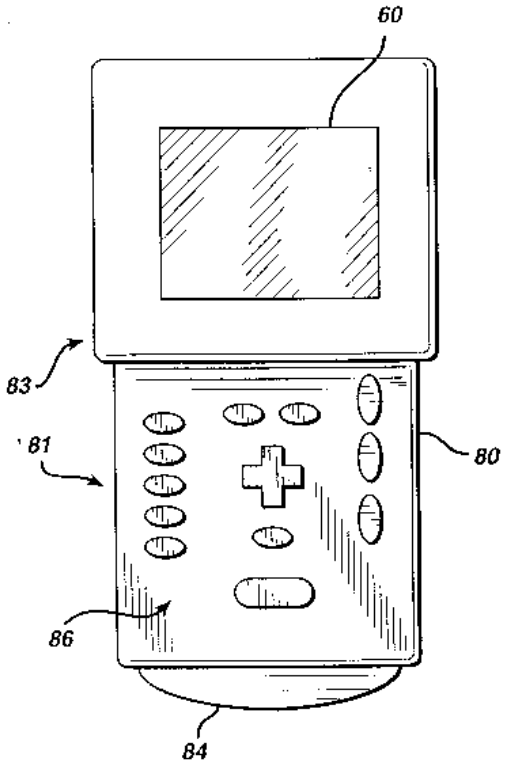
제 14 항에 있어서, 상기 공통 휴대형 엔클로저내에 위치된 디지탈 빔형성기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 휴대형 초음파 시스템.

도면

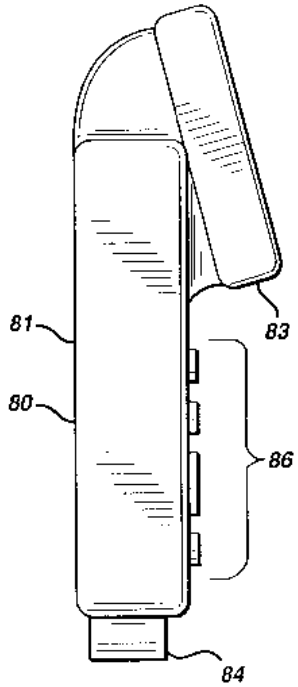
도면1


10
20
T/R ASIC
FE ASIC
30
ADC
8X
DAC
TGC WF
32
메모리
80
DAC
DSP ASIC
40
3D CPA
메모리
42
ANGIO
BE ASIC
50
RISC 프로세서
70
52
프로그램
메모리
56
PCMCIA
54
비디오
메모리
LCD
60

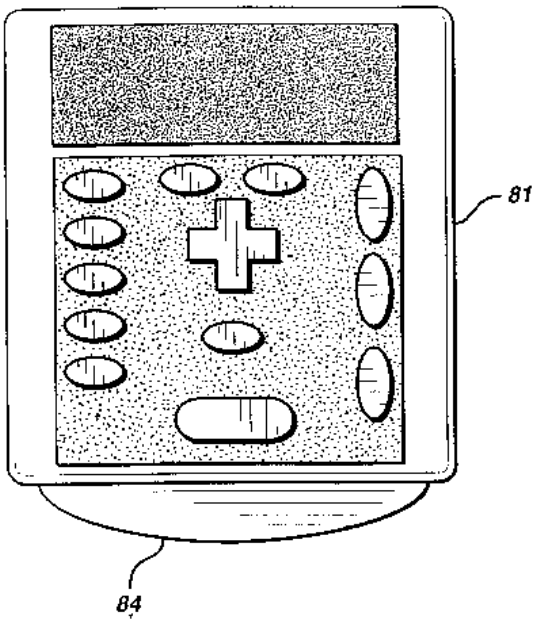
도면2a


60
83
81
80
86
84

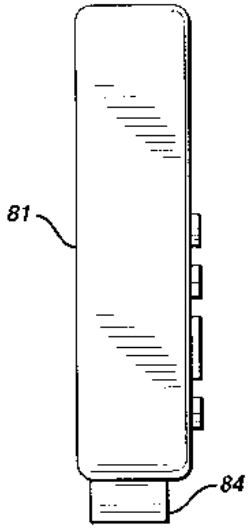
도면2b



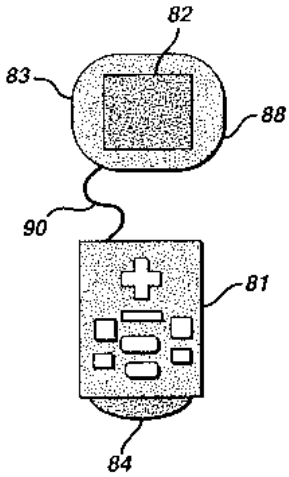
도면3a



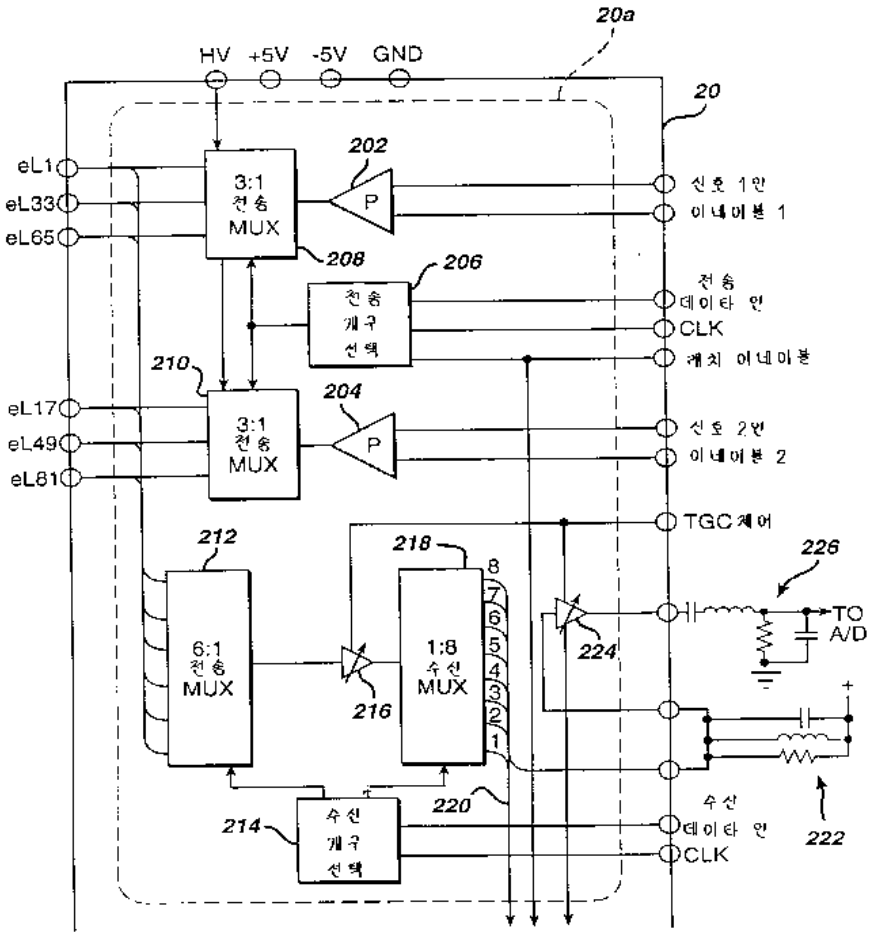
도면3b



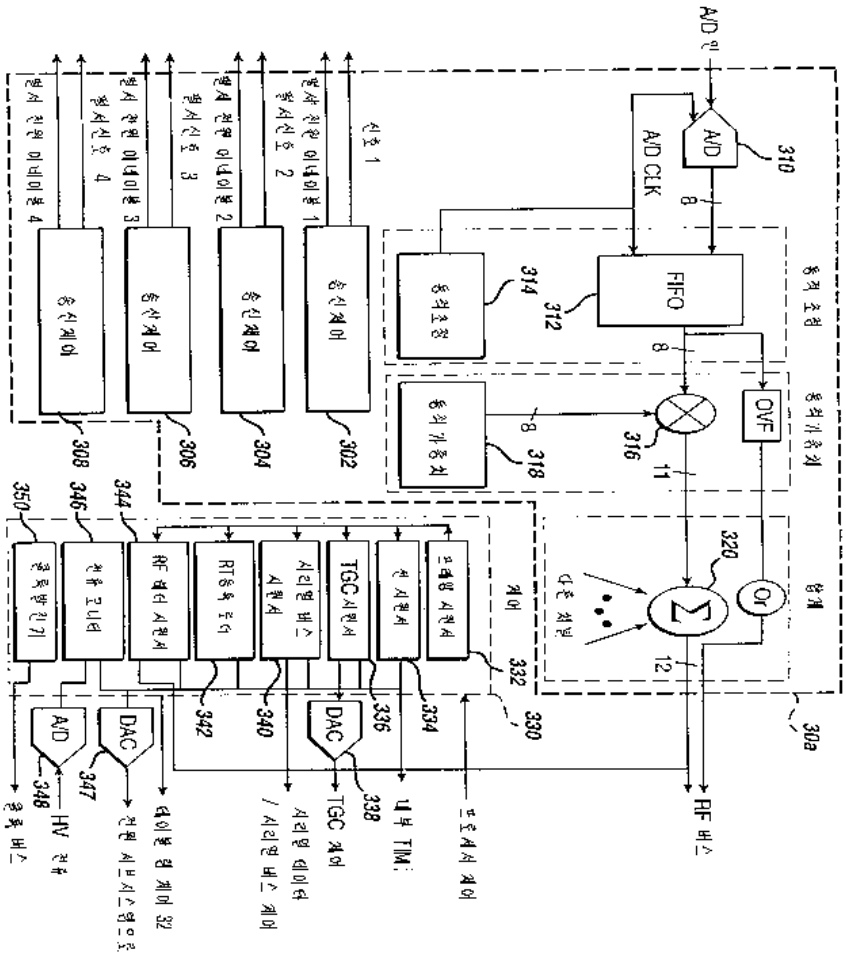
도면4



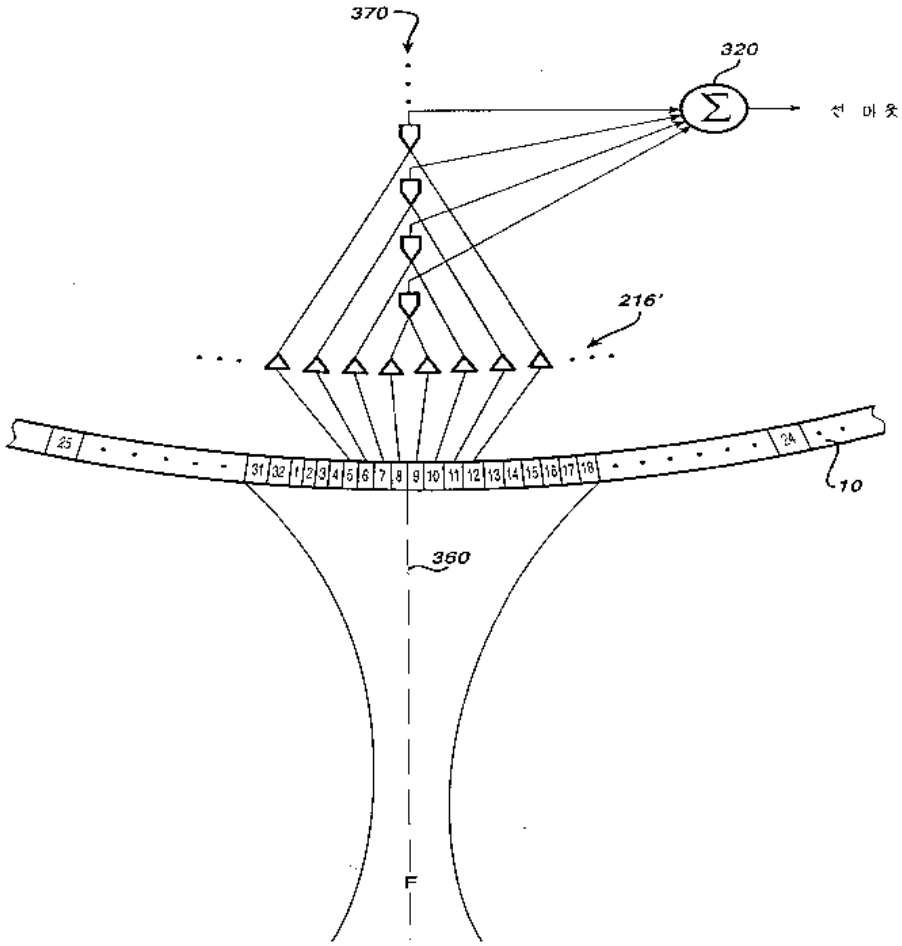
도면5


20a
HV
+5V
-5V
GND
20
eL1
eL33
eL65
3:1
전송
MUX
202
P
신호 1인
이네이블 1
208
206
전송
개구
선택
전송
데이타 인
CLK
래치 이네이블
210
204
eL17
eL49
eL81
3:1
전송
MUX
P
신호 2인
이네이블 2
TGC제어
212
218
226
8
7
6
5
4
3
2
1
6:1
전송
MUX
1:8
수신
MUX
224
TO
A/D
216
220
214
수신
개구
선택
수신
데이타 인
CLK
222

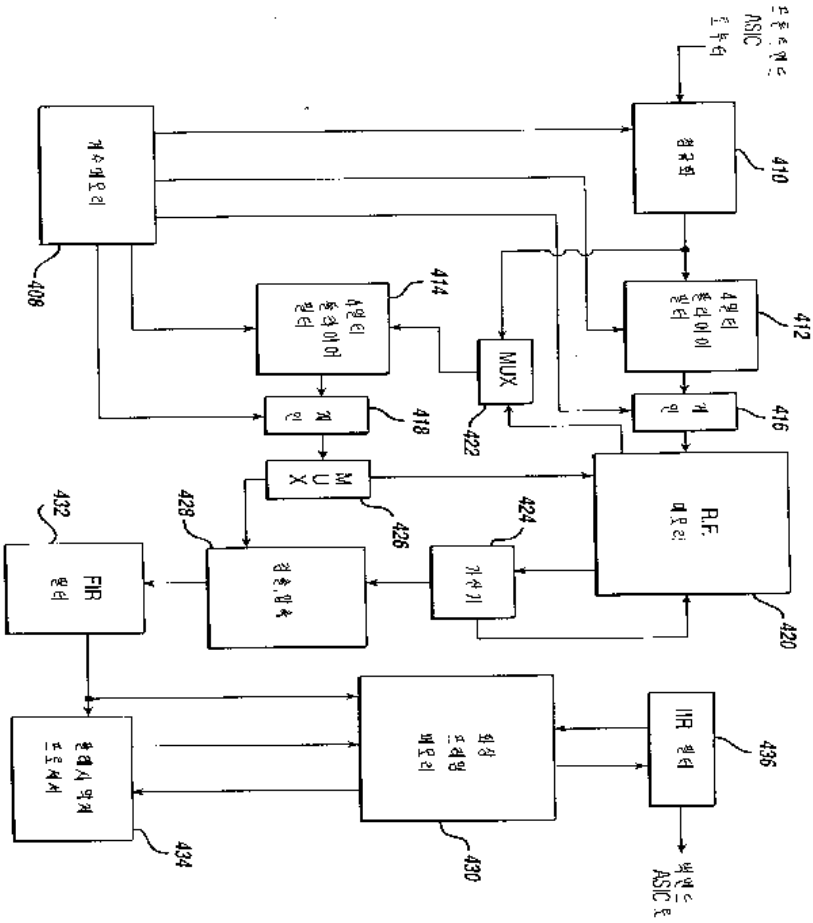
도면6


A/D 인
A/D
310
A/D CLK
8
FIFO
312
314
OVF
316
318
11
320
Or
12
30a
302
304
306
308
330
332
334
336
338
340
342
344
346
347
348
350
DAC
A/D
RF 버스
TGC 제어
HV 전류

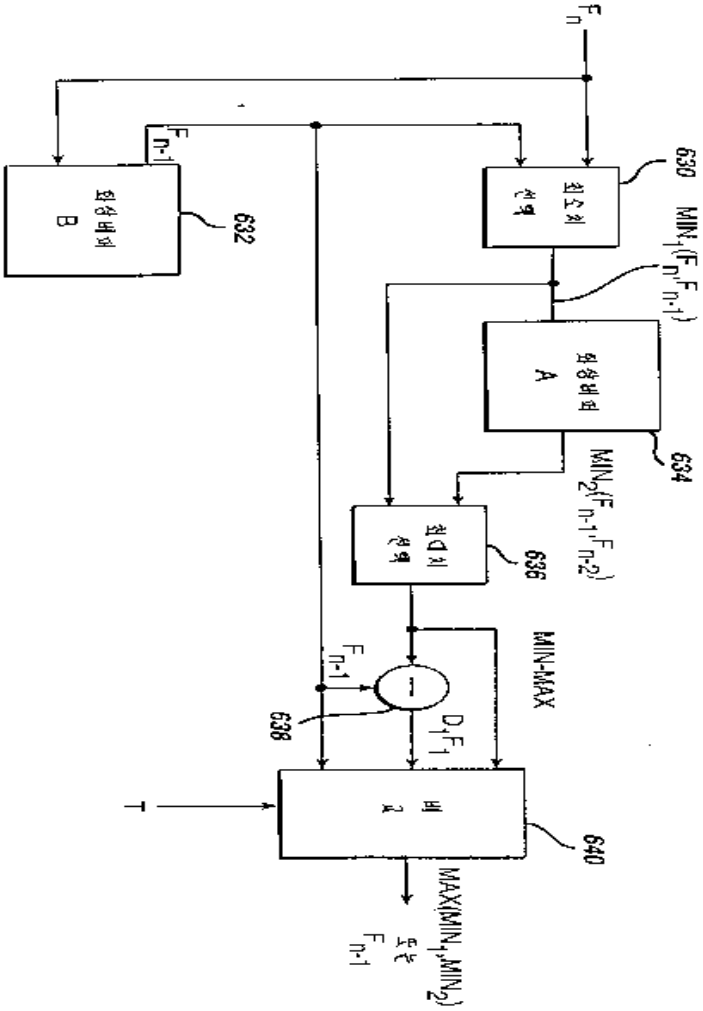
도면7


370
320
선 머 핏
216'
25
31
32
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
24
10
360
F

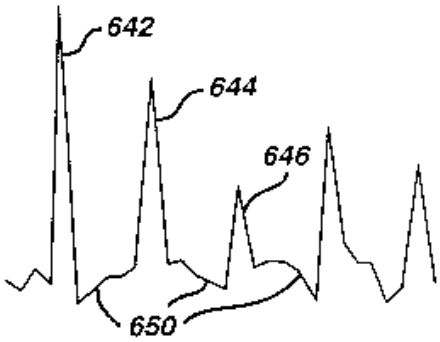
도면8



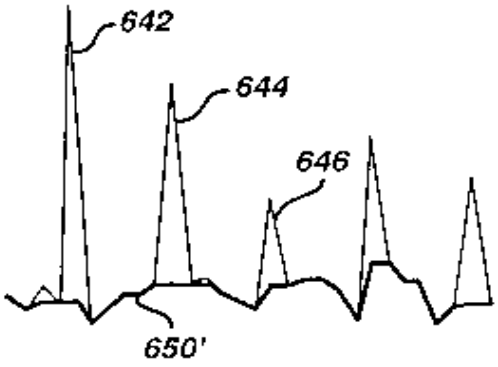
도면9


F_n
F_{n-1}
최소치 선택
630
$MIN_1(F_n, F_{n-1})$
최대치 선택 B
632
최대치 선택 A
634
$MIN_2(F_{n-1}, F_{n-2})$
최대치 선택
636
MIN-MAX
F_{n-1}
638
D_1F_1
1
버퍼
640
$MAX(MIN_1, MIN_2)$
또는
F_{n-1}

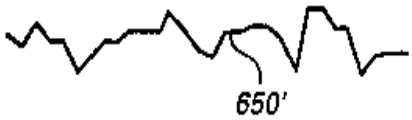
도면10a


642
644
646
650

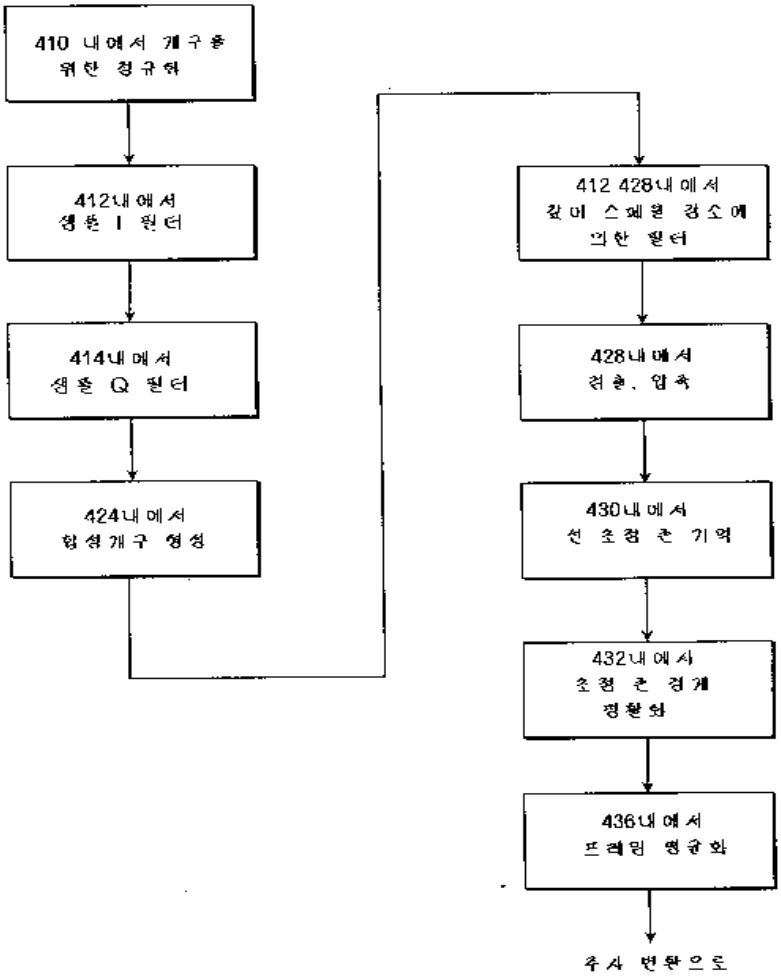
도면10b



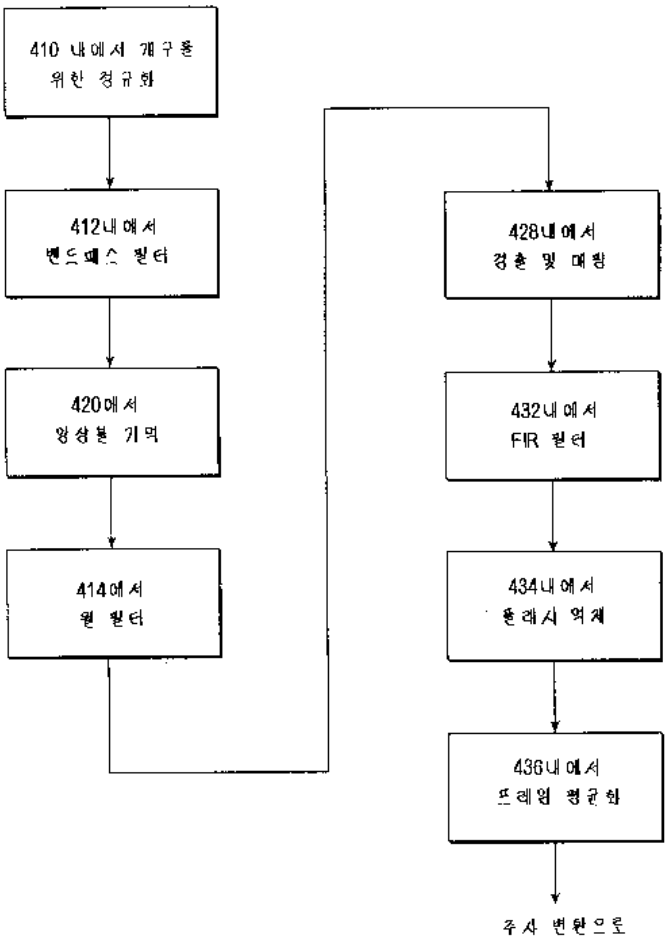
도면10c



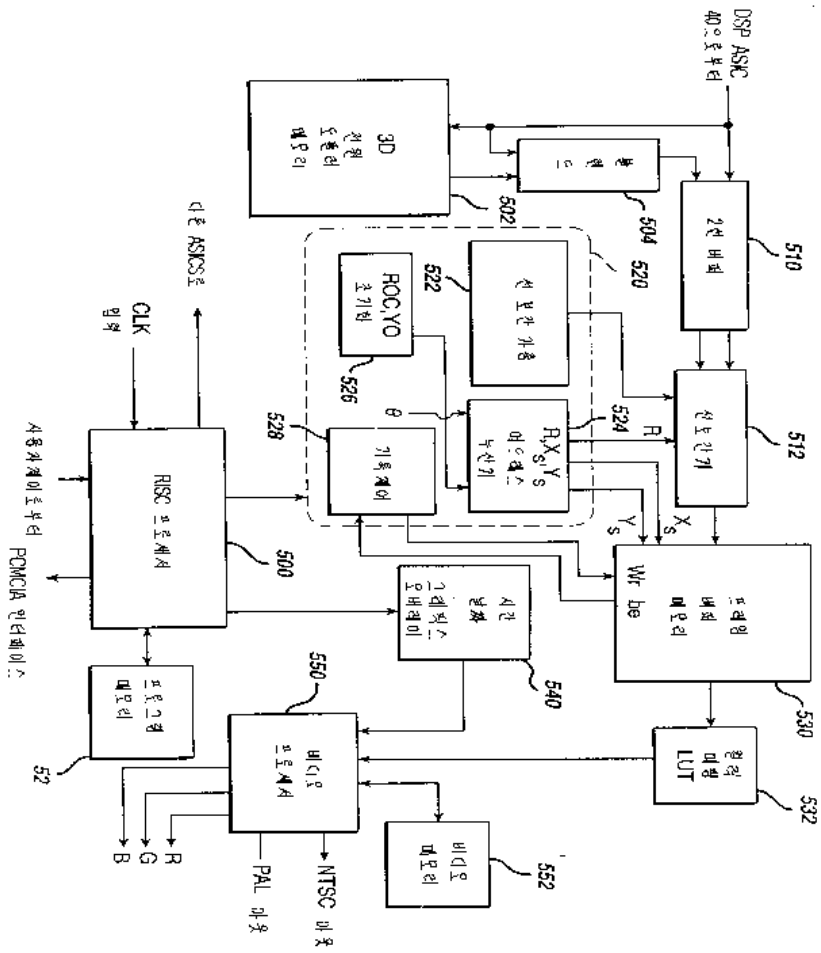
도면11



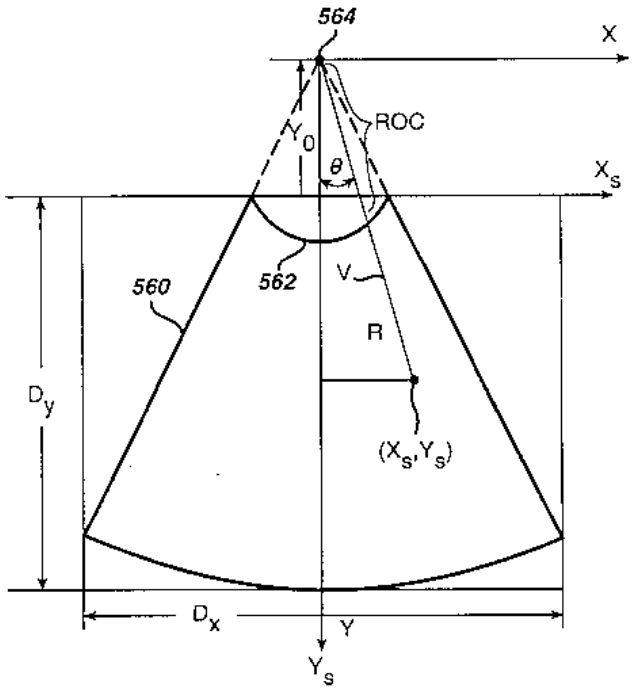
도면12


410 내에서 개구를 위한 정규화
412내에서 밴드패스 필터
420에서 앙상블 기억
414에서 윈 필터
428내에서 검출 및 매칭
432내에서 FIR 필터
434내에서 폴래시 억제
436내에서 프레임 평균화
주사 변환으로

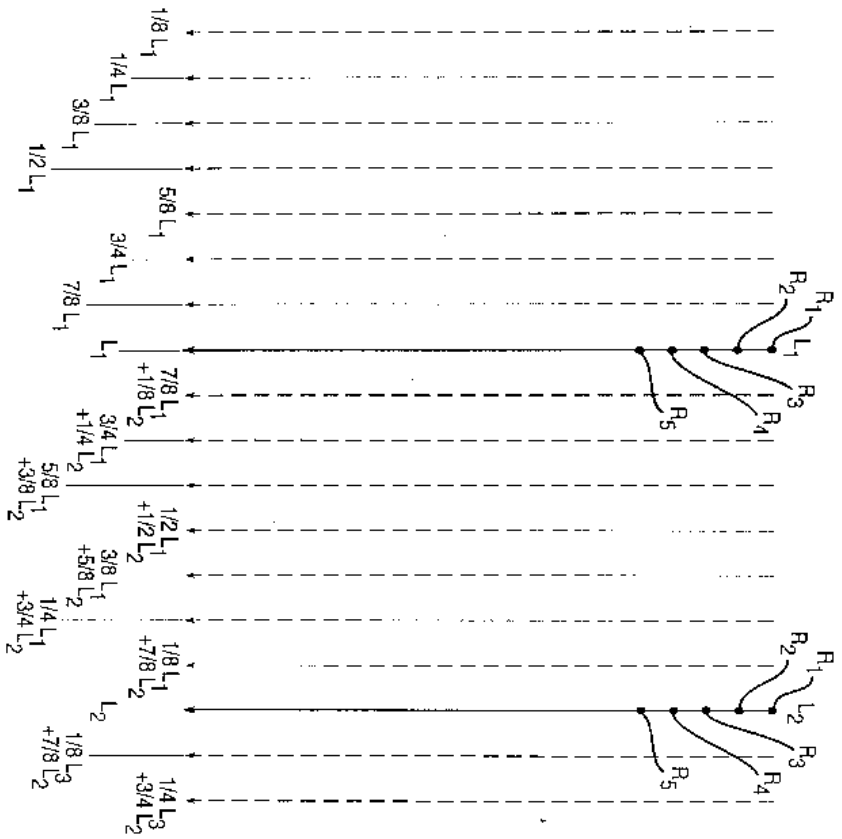
도면13


DSP ASIC
3D
502
504
510
520
522
ROC,YO
526
524
512
528
500
RISC
CLK
Wr be
530
540
550
52
532
552
LUT
R
G
B
PAL
NTSC

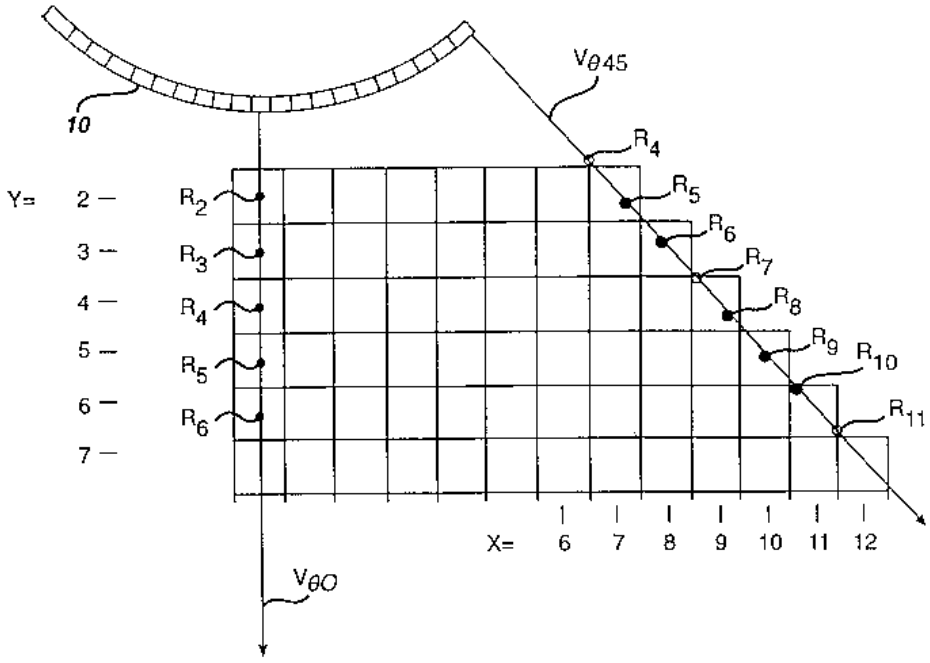
도면14


564
X
ROC
Y_0
θ
X_s
560
562
V
R
D_y
(X_s, Y_s)
D_x
Y
Y_s

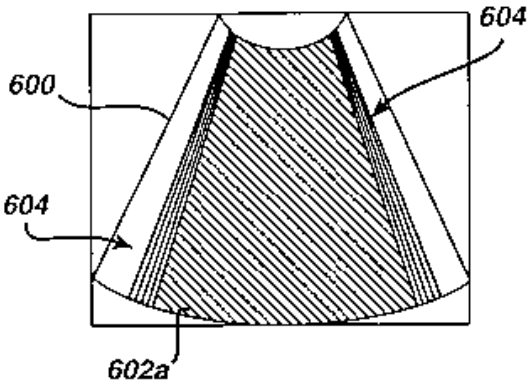
도면15


1/8 L1
1/4 L1
3/8 L1
1/2 L1
5/8 L1
3/4 L1
7/8 L1
L1
7/8 L1 +1/8 L2
3/4 L1 +1/4 L2
5/8 L1 +3/8 L2
1/2 L1 +1/2 L2
3/8 L1 +5/8 L2
1/4 L1 +3/4 L2
1/8 L1 +7/8 L2
L2
1/8 L3 +7/8 L2
1/4 L3 +3/4 L2
R1
R2
R3
R4
R5

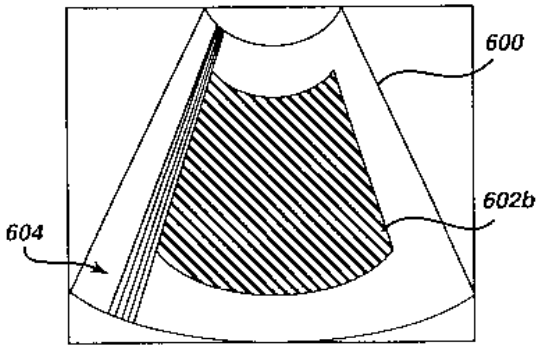
도면16


10
Vθ45
VθO
Y=
2
3
4
5
6
7
X=
6
7
8
9
10
11
12
R2
R3
R4
R5
R6
R7
R8
R9
R10
R11

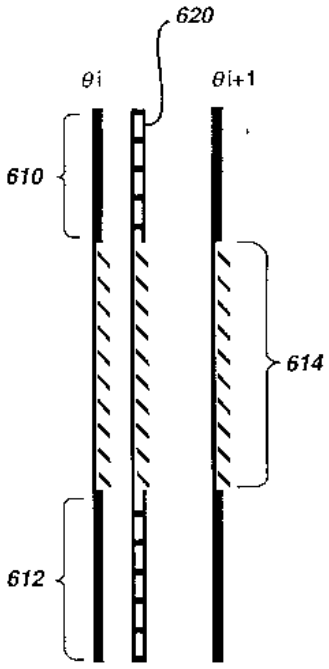
도면17a



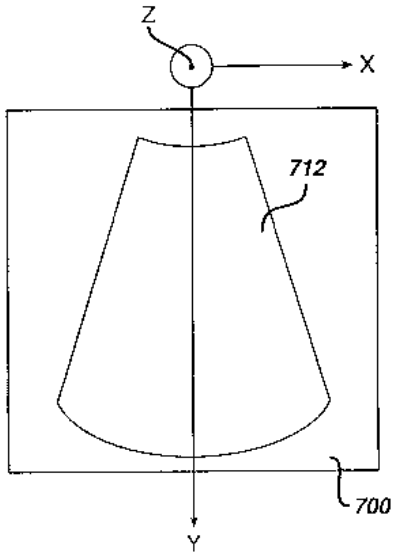
도면17b



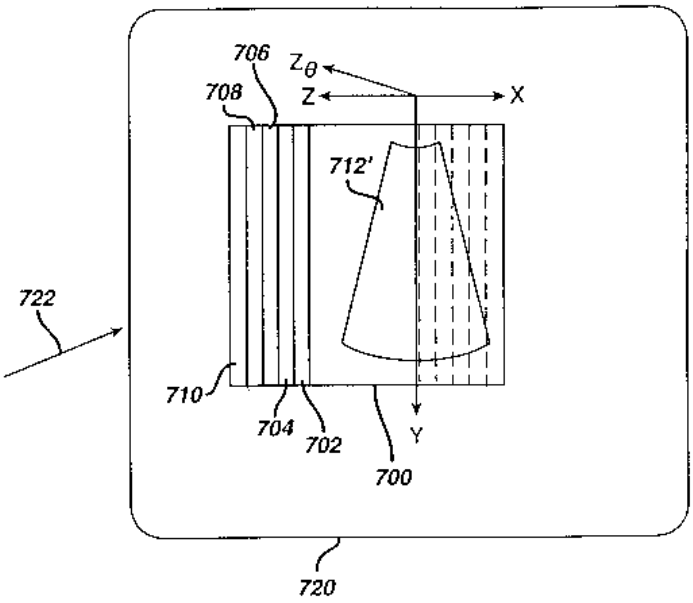
도면18



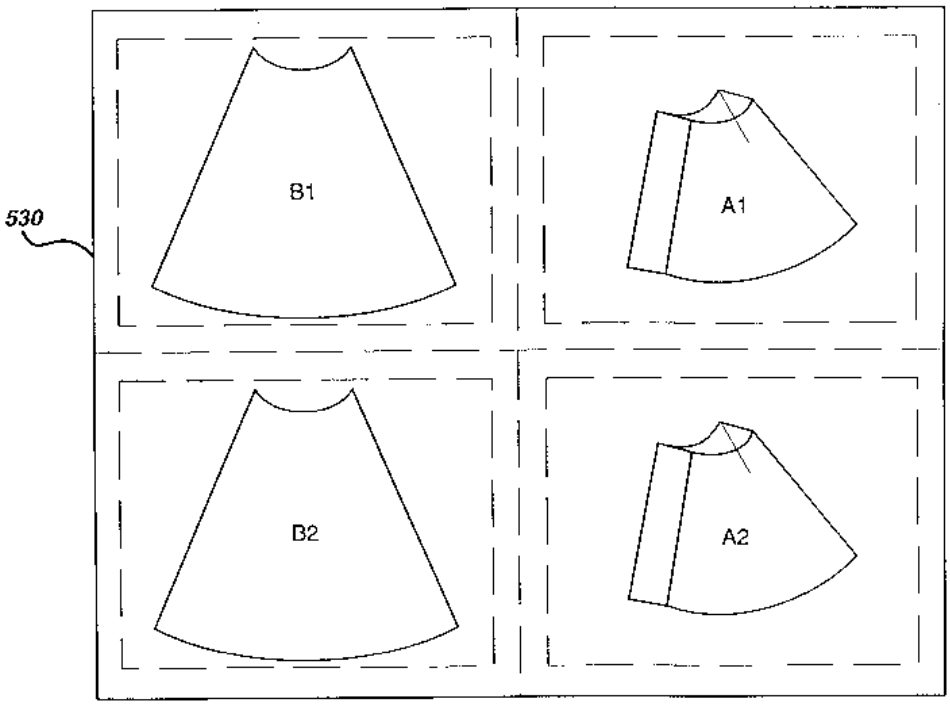
도면19



도면20



도면21



도면22

스위치 기능		설명	집점수
전원 오프 / 온		슬라이드 스위치	1
활용적 주사 / 정지		누른상태에서 활용 주사함	1
CPA		관리전원 ANGIO CPA 기능 및 분능	1
도플러 / CPA 필터		고 / 중 / 저 3선택을 통한 배론주기	1
3D 화상형성 모드		활용주사 버튼이 놀리기 전에 사용중 3D 캡처를 가능하게함	1
인쇄		프린터로 시리얼 신호 전송함	1
커서 위치		커서의 X / Y 위치	4
엔터		선택 실행	1
메뉴		메뉴기능을 가고 커도록 변환함. 커서 및 엔터를 사용, 기능 : 일하 수치 데이타,환자 ID, 환자 성명을 기입하기 위해서 그리고 2D 및 3D리뷰를 영화하기위해서 사용된 선택 응용	1
측정		측정을 가능하게 함 커서 및 엔터를 사용함	1
초점		초점 모드, 커서의 초점위치를 위한 업다운 조작 커서의 폰의 개수선택을 위한 좌우조작을 가능하게함	1
화상		사용자가 선택된 응용을 위한 생업의 소정 세트내에서 공간적 및 시간적 필터를 몇가지 그레이 스케일 옥선을 통하여 선택하도록 허용함	2
깊이		업 / 다운, 5깊이 선택	2
TGC 게인		업 / 다운	2
휘도		LCD 디스플레이 제어 업/다운	2
콘트라스트		LCD 디스플레이 제어 업 / 다운	2