

(19)
(12)(KR)
(A)(51) 。 Int. Cl. ⁷
A61B 8/06(11)
(43)2003 - 0007060
2003 01 23(21) 10 - 2002 - 0039557
(22) 2002 07 09

(30) JP - P - 2001 - 00208488 2001 07 09 (JP)

(71) 가 가
가 가 1006

(72) 1 8 - 2

가 1909 - 18

(74)

:

(54)

,
 ,
 1
 2
 , 1
 2
 1
 (object body),

1	1	.
2	1	.
3	1	B - () .
4	1	.
5	4	(14a, 14b) .
6	2	.
7	2	(3c) .
8	3	(3d) .
9 (a)	3	(3d) (
).		
9 (b)	3	(3d) (
).		
9 (c)	3	(3d) (
).		
10		.
11	4	.
12	4	.
13	2	.
14	3	.
15	3	.
16		.

< >

1 : 2 : (human body)

3a, 3b : 4 : B -

5 : (blood flow) 6 : (blood vessel wall)

10 : / 11 : AD

12 : (BPF) 13 :

14 : 15 : (LPF)

16 : 17 : (FM)

18 : 20 :

21 :

) , B - (

(object body)

B -

B -

10 <http://www.gemedicalsystems.com/rad/us/education/msutut4.html> B -

(2) 10 (21) (20) B -

(162) 16 (161) (160) (163b) (163a) (time lag) 가 (20) (21) 가 가 (160) 16

가 가 B -

5 - 57 4,622,977 . (Do
ppler effect) , , B - ,
" (Basic Ultrasonic Medicine)" (), 5
가

이러한 사실은, 이념의 대립과 갈등을 초월하여, 국가의 통일과 민족의 화합을 위하여 헌신적으로 노력할 것을 촉구한다.

B -

가 .

$$4 \quad 1 \quad 2 \quad , \quad 2$$

$$1$$

5 1 2 , 2

.

6 4 , 1
1 2 2 .

7 4 , 1
1 2 2 , 1
2 .

8 4 , 1
2 , 1
2 .

9 8 , , 2
1 .

10 4 , 1
/ 2 ,
2 1 .

11 4 , , 1
2 ,

.

12 5 , 1
1 2 2 .

13 5 , 1
1 2 2 , 1
2 .

14 5 , 1
2 , 1
2 .

15 14 , , 2
1 .

16 5 , 1
/ 2 ,
2 1 .

17 5 , , 1
2 ,

.

18 , ;

1 ; 2 ;
1 , 2 1 .
19 , ; 1
; 1
2 , 1 2 , 2
. 20 18 19 , 2
1 . 21 18 19 , 2
. , .
(1)
, 1 . 1 1
. 3 1 B - (2) 1 . 4 1
. 1 4 , 1 , 2 , 3a, 3b
, 4 B - , 5 , 11
6 , 10 / , 13
AD , 12 (BPF) , 16
14 , 15 (LPF) , 17 (16) (FM)
, 18 .
, 1 1 (1)
Fs (2) , (2) 가 , (" "
) Fs가 .
, (2) , (" ")
Fs Fb .
가 , Fb < Fs가 , 가 가
, Fb > Fs가 . Fs Fb .

(3a, 3b) (3a) F_s 2

(3b) F_b B -

(cut - off) 가 (6) (3a, 3b) (5)가 B -

(4) 3 (6) (6) (5)가 B -

F_s F_b

4

(10) F_s (F_b) . 2 AD (

11) (BPF) (12) (3a 3b) 가 (3a) F_s (BPF) (12) F_b

(3a) (3b)

(13) (envelop) 가

(14) (dynamic range) 가 , AD

1/2 (LPF) (15) (LPF) (15) (BPF) (12)

(LPF) (15)

(16) 가

(FM) (17) , B - (18)

(3b) F_b F_b

F_s B - F_b B -

가 가 B -

가 B -

가 , Fb (peak)

Fs Fb Fs

Fb가

가

가 B - 1

가 가

B - 1

B - 1

(3a 3b)

(BPF) (12) (13)

(2)

2 1

2 6 (3c) 2 7

2 1 (1) Fs

Fs (3c) Fb 7

3c) 1 2 Fs Fb 가 B -

(3c) 1 2 가 1

(BFP) (12) (3a, 3b)

13 2 13

4 (BPF) (12') (3c) (BPF) (12)

(3c) (BPF) (12')가

1

(3)

, 3 . 8 3 (3d) , 1 2
9 (b) 9 (c) 3 , 14 3 , 9 (a),
 , 14 (2) 2 , (1)
Fs (2) , (2) Fs ,
Fb (3d) ,
8 , (3d) 2 a b 가
 , 2 a b
Fs Fb ,
9 (a), 9 (b) 9 (c) . 9 (a) ,
(1) () (2) .
9 (b) ,
b a b 1 3 , a, b,
b b , a가
 , b가 ,
 , 9 (c)
 , B -
3 , (3d) 1 ,
(3d) ,
15 3 . 15 , 4
4 ,
(BPF) (12'') (3d) . (,
3d) (BPF) (12'')가 1 .
a b 1 3 , , 1 1
 , b 가 a
(4)
4 1 ,

11 4 . 11 , 4
4 30
(BPF) , 13a
1 , 14a 1 15
a 1 (LPF) 13b 2
14b (LPF) 2 15b
2

0a) (BPF) (30) (30a 30b) . (3
Fs (30b) Fb ,
4 (30a) 가 1 (13a)
(30b) 가 2 (13b) 1
4

6b 16a 1 (LPF) (15a) 1 1
18a 1 (16a) 1 1
2 (LPF) (15b) 2
18b 2 (16b) 2
4

5 (14a, 14b) .
4 / (10) AD (11)
1

b) (BPF) (30) , (30a) Fs (30b)
1 (13a) 2 (13
Fb ,
(13a) , 가 (30a) 1
(14a) ,
1 (BPF) (15a) , AD
1/2 1 (LPF) (15a)
(16a) 가
1 (18a) 가

(14a) , 2 (13b) 1 (13a) , 2 (14b) 1
 , 2 (16b) 1 (LPF) (15b) 1 (LPF) (15a)
 (18a) , 2 (18b) 1
 4a 14b) 가 , 5 (1
 가
 가

4 12 12 , 1
 (16a) 2 (16b)
 (17) (31) , (FM)
 , 1 B - (18)

가 1
 1 (16a) 2 (16b) 1
 , 가
 , 1 (16a)
 , 2 (16b)
 , 1 2 (16a 16b)

12 (FM) (17) , (F
 M) (17)

4 , 11 12 (BPF) (30) 1
 (30a 30b) , (BPF) (30) 2
 (3c) 3 (3d)

1 4 , / (1) 가 .
 (BPF) (12, 12', 12'', 30) 가 .
 (16a) 2 (16b) (31) (16), 1
 가 .
 (3b) 2 가 (3a) 1 가 ,
 가 . (3c 3d)
 2 가 .

, (2), 가 .

1 4 , 1 가 (3a)
 2 가 (3b) 2 , 2
 , 1 1 2 가 1
 , , 가 , 2 1
 , 1 .
 , (3c) 2 2 ,
 (3d) 2 2 ,
 , (lymph)
 ,
 ,
 ,
 , B - , (static part) (dynam
 ic part)
 , B - ,

(57)

1.

;

;

;

1

2

,

1

,

2

.

2.

;

;

;

1 1 2

, 2 ,

1 ,

2 .

3.

2 ,

1 2

;

(1) 1 2

, (2) 1 2

, (3) 1 1 2

가 .

4.

1 2 ,

2 1

.

5.

1 2 ,

2 .

6.

4 ,

,

1 1 ;

2 2 .

7.

4 ,

1 1 2 2

,

1 2 .

8.

4 ,

1 2 ,

1 2 .

9.

8 ,

, 2 1

.

10.

4 ,

1 / 2

,

2 1

.

11.

4 ,

,

1 ,

2 .

12.

5 ,

,

1 1 ;

2 2 .

13.

5 ,
1 1 2 2
,

1 2 .

14.

5 ,
1 2 ,
1 2 .

15.

14 ,
, 2 1
.

16.

5 ,
1 / 2
,
2 1
.

17.

5 ,
,
1 ,

2 .

18.

;

;

;

1

2

,

1

,

2

.

19.

;

;

;

1

1

;

2

2

,

1

,

2

.

20.

18

19

,

2

1

.

21.

18

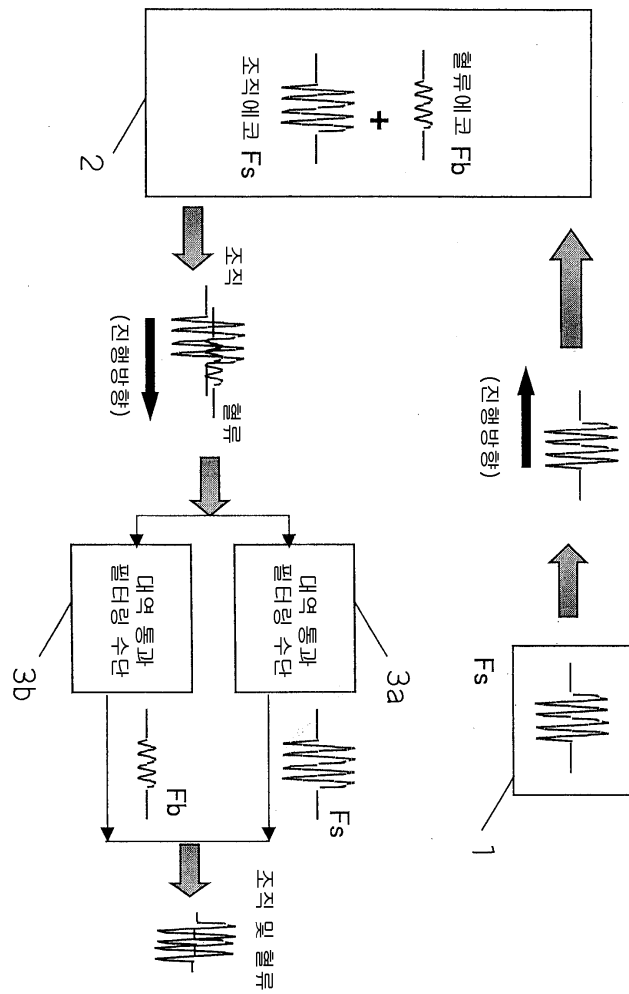
19

,

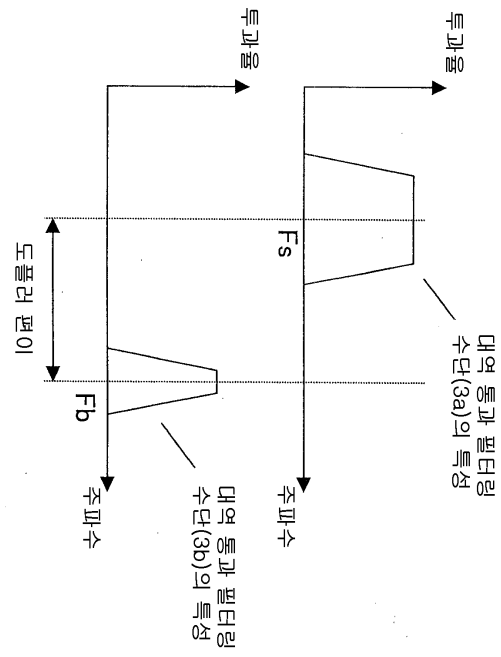
2

.

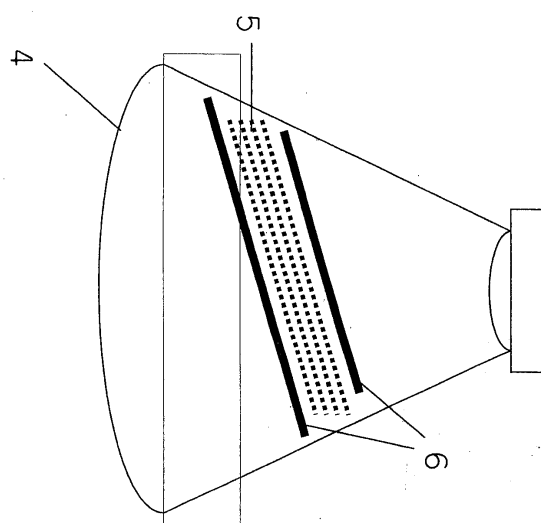
1



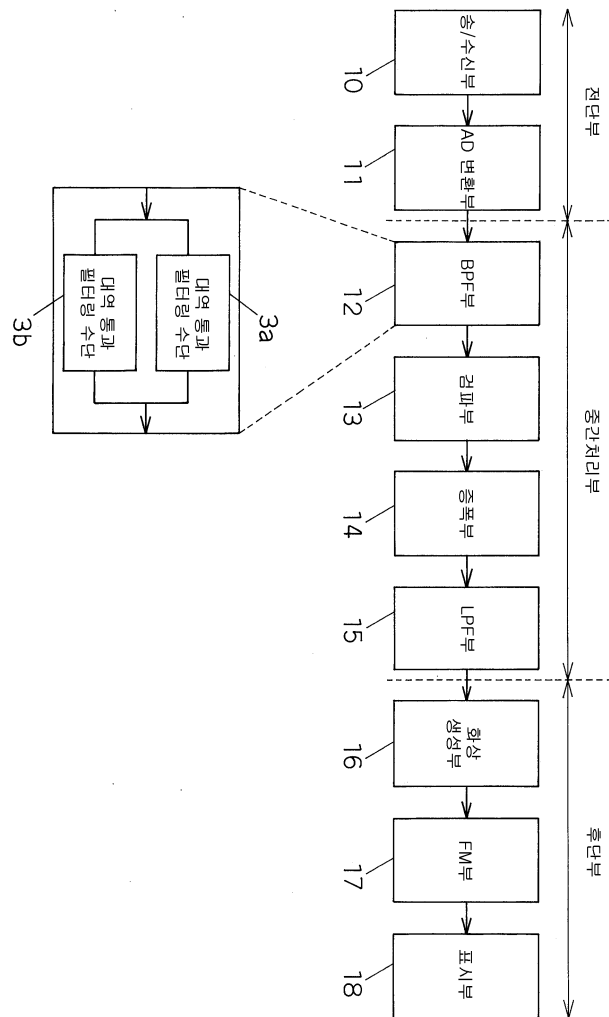
2



3

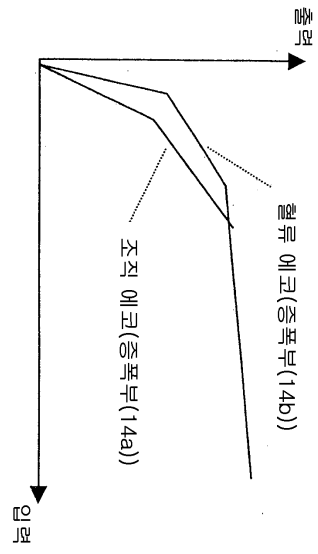


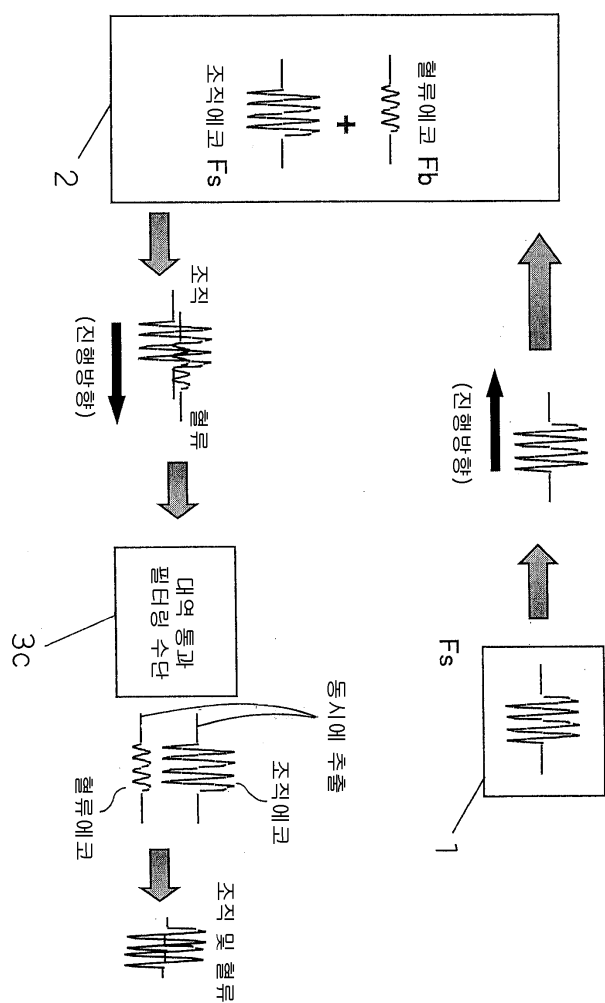
4



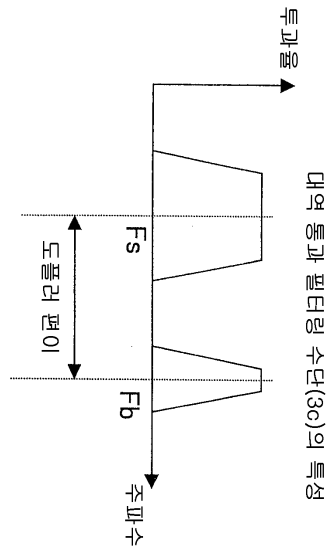
5

증폭부(14a, 14b)의 특성

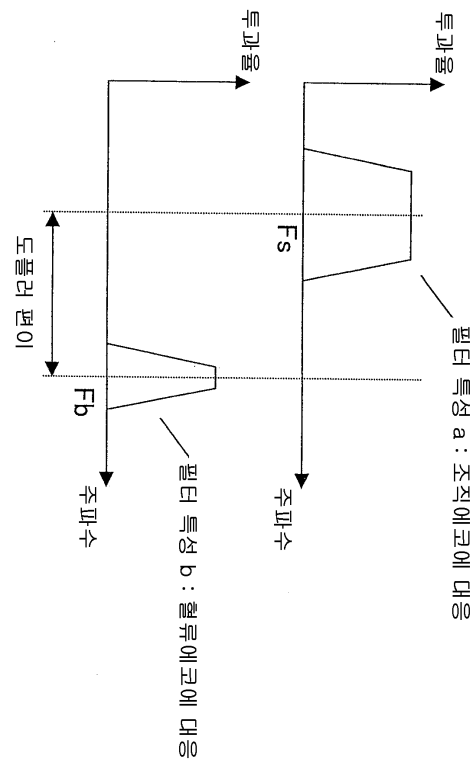




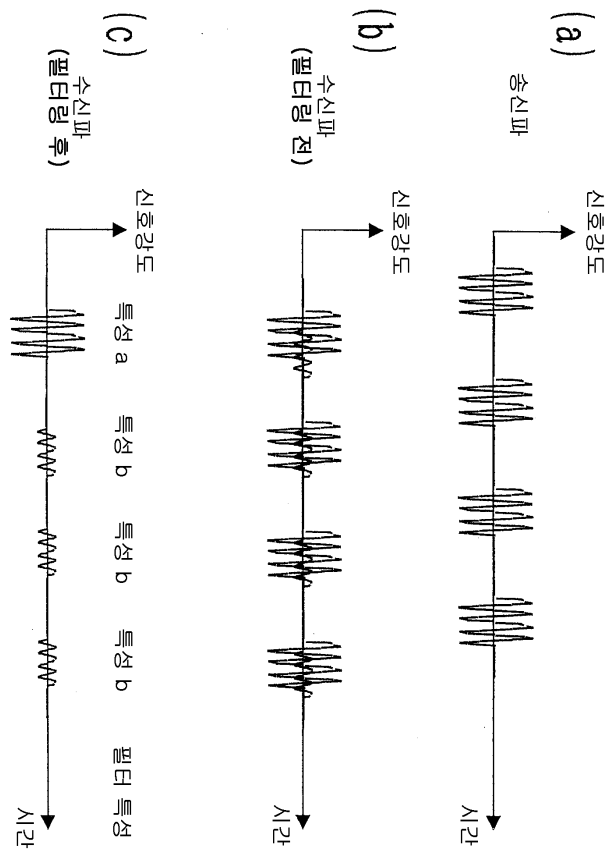
7

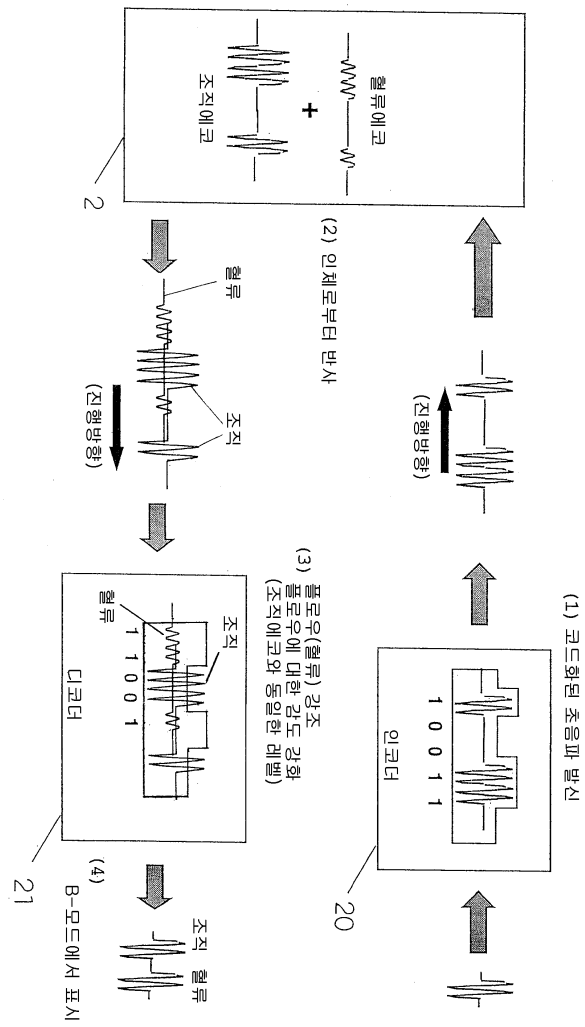


8

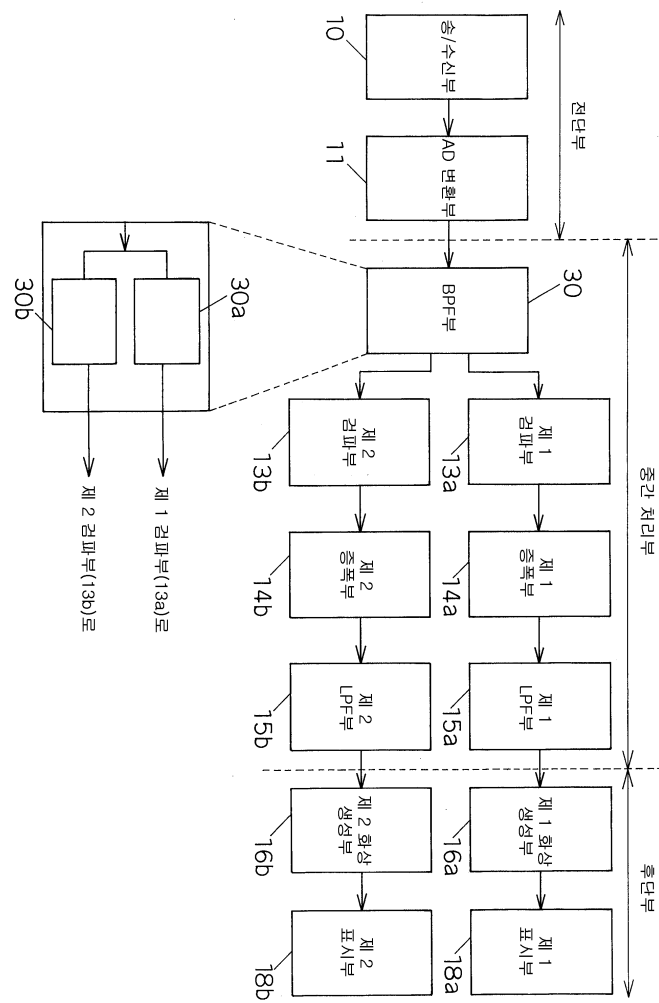


9

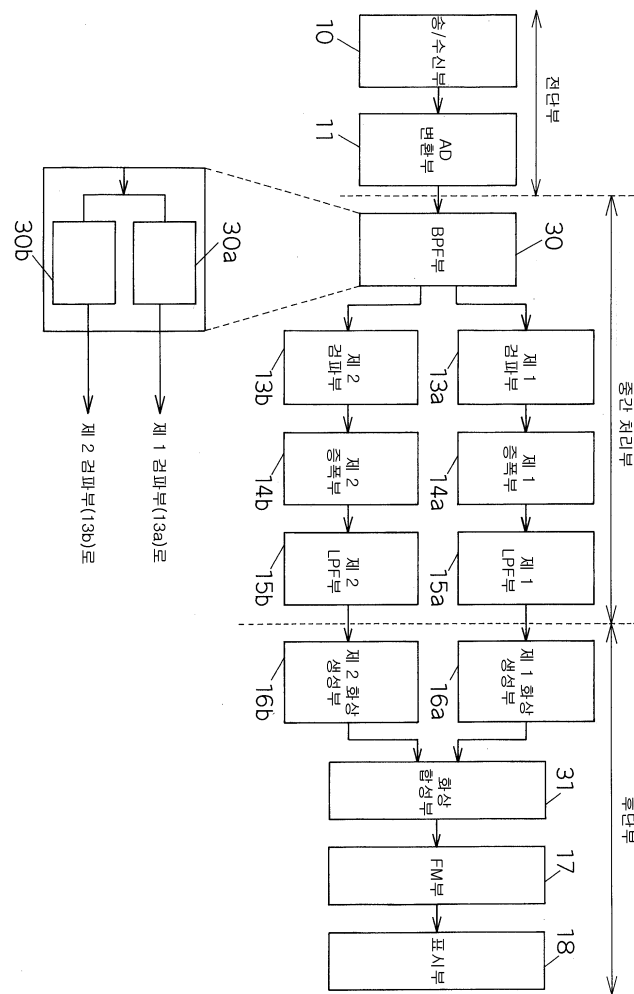




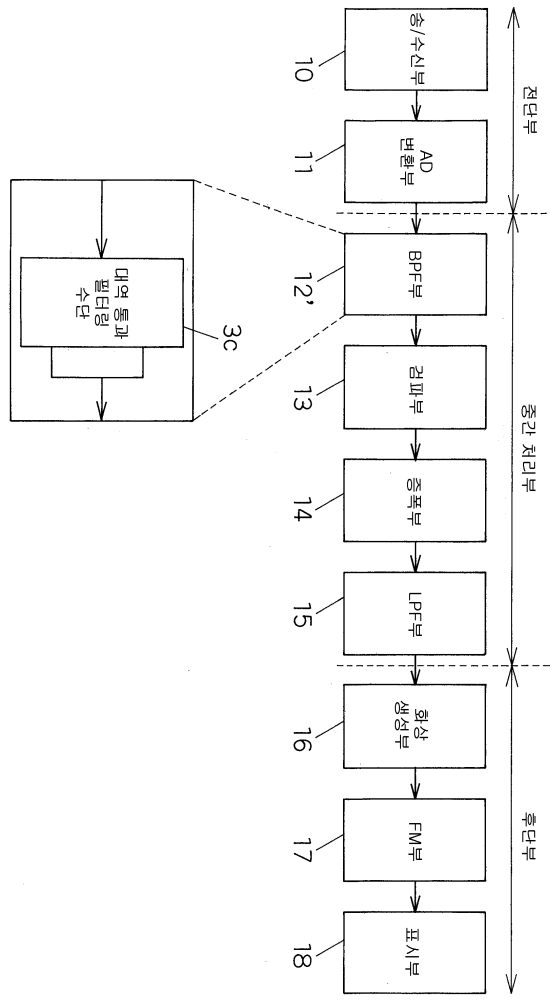
11

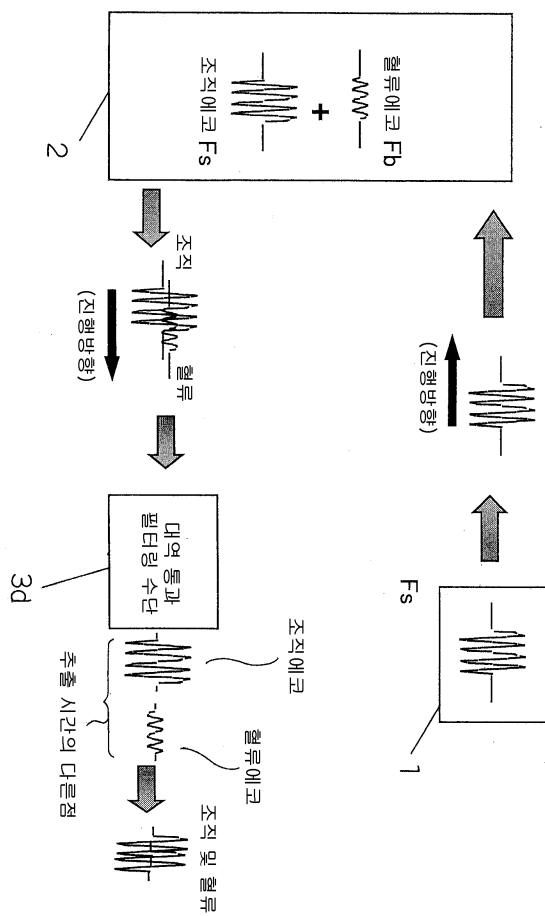


12

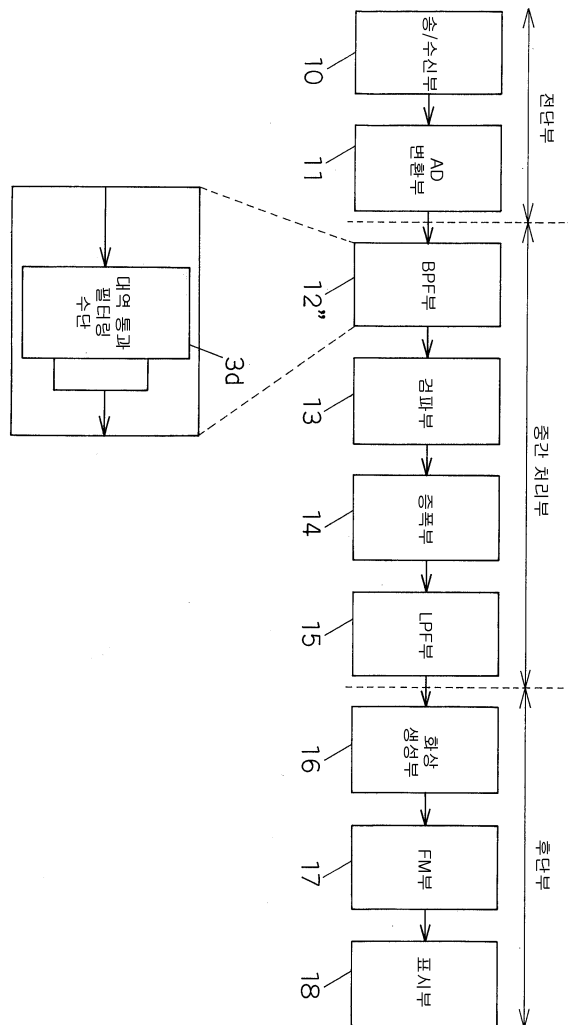


13

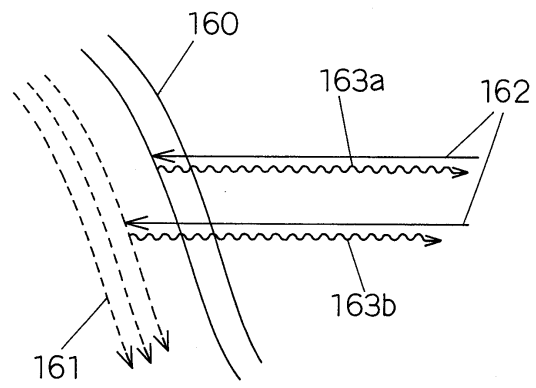




15



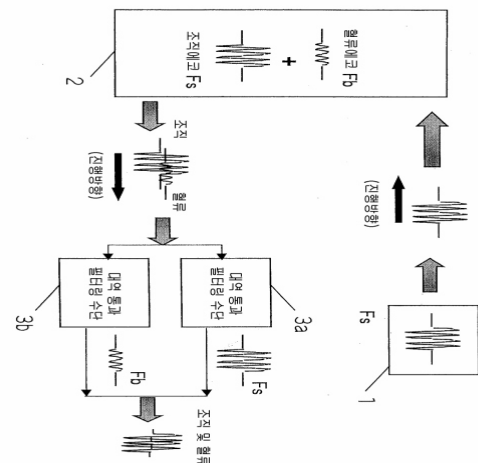
16



专利名称(译)	超声断层扫描和超声断层扫描		
公开(公告)号	KR1020030007060A	公开(公告)日	2003-01-23
申请号	KR1020020039557	申请日	2002-07-09
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	OKABAYASHI ICHIRO 오카바야시이치로 MIGITA MANABU 미기타마나부		
发明人	오카바야시이치로 미기타마나부		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06		
代理人(译)	KIM , YOUNG CHUL		
优先权	2001208488 2001-07-09 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

无法生成一张图像。 - 3 - 利用多普勒效应(多普勒效应),其从超声波信号被拉出接收到来自反射波的反射波和来自血流的组织之间的相位差时,速度数据的基础上,即,该流动部分之间的相位差计算它们的方向和强度数据另一种产生反映血流速度的彩色图像并叠加彩色图像以便在B模式图像上显示的方法。这种方法被作为彩色流称为,例如公开在“基础医学超声(基本超声医学)”(场区出版社),55-57页和美国专利号4622977。其全部公开内容通过引用整体并入本文。然而,由于彩色流需要包括复杂和大量计算的专用图像处理装置,例如自相关或快速傅立叶变换,整个装置变得复杂并且成本增加。而且,由于颜色流不能提供血流的实际图像,所提供的图像基本上是低效的。的上述问题的技术问题发明内容本发明的发明目的是提供一种简单且廉价的构造,其中在受试者中组织和血流的超声断层图像在B模式生动地示出,以确定它们易于设备和和超声波断层扫描方法。本发明的结构和功能 本发明的第一发明是一种超声波断层摄影装置,包括:超声波发送装置,用于将超声波发送到目标对象;一种超声波接收装置,用于接收从物体反射的超声波并产生超声波信号;滤波装置,用于将超声信号的分量提取到至少两个不同的频带;并且它包括:图像生成装置,用于所提取的第一频带的超声信号分量的超声信号分量和所述第一频率的提取的至少一个第二频带的基础上产生所述目标对象的超声波断层图像频带以传输时的频带为中心,第二频带偏离传输时的频带。 本发明的第二方面是一种超声波断层摄影装置,包括:超声波发射装置,用于将超声波发射到目标物体;一种超声波接收装置,用于接收从物体反射的超声波并产生超声波信号;滤波装置,用于将超声信号的分量提取到至少两个不同的频带;和一个带的超声信号分量的基础上产生所述目标对象的超声波断层图像的第一部分所提取的第一频率的超声波信号分量的基础上,所述目标对象和所述提取的至少一个第二频段的第二部分包括:图像生成装置,用于生成超声波断层图像,并且其中,所述第一频带和所述带的传输期间的中心,所述第二频带从所述频带在传输的时间偏移。 第三发明根据第二发明提供了一种超声断层摄影装置,图像处理装置,用于在所述第一部分和所述超声波断层图像,并且本发明的超声波断层图像的第二部分中的至少一个进行图像处理;并且(1)合成受图像处理影响的第一部分超声断层图像和不受图像处理影响的第二部分超声断层图像,以及(2)受超声波断层图像和第二部分的超声断层摄影方式的图像处理的影响,并合成第二部分超声断层图像,而根据(3)的图像处理的影响下,第一部分的超声断层图像和图像处理,和图像合成装置,用于通过执行合成图像中的任何一个来产生超声波断层图像。 本发明的第四个发明提供了一种根据第一发明或第二发明的超声波断层摄影装置中,所述第二频带被给予具有比电位侧多普勒的预定水平从所述



较高的电平的信号成分的第一频带通过扫描信号的带宽来设置要检测的频率。 - 4 - 本发明的第五发明根据第一发明或第二发明提供了一种超声断层摄影装置中，所述第二频带是在其具有比预定水平更高的水平，其通过频率检测分析所接收的反射的超声波的信号分量的频率如图1所示。第六发明是根据本发明的第四方面的超声断层摄影装置中，所述滤波在本发明的装置，所述第一子滤波器和一个或多个第二子滤波器用于使所述第二频带通过所述第一频带它包括。本发明的第七方面是作为超声波断层造影设备根据本发明的第四方面中，所述过滤装置将通过说，通过第一通带和所述第二频带通过的第二通带第一频带，第一通带和第二通带同时传递信号。本发明的第八发明是根据第四发明的超声波断层摄影装置，其中滤波装置选择性地通过第一频带或第二频带，使用超声波信号分量的操作和使用第二频带中的超声波信号分量的操作以时分方式执行。第九发明是根据第八发明的超声断层摄影装置中，滤波装置，其特征在于，根据本发明的第二频带的选择的数目小于所述第一频带的选择的数量。本发明的第十发明是根据第四发明的超声断层摄影装置，其中图像产生装置包括放大装置，用于放大通过第一频带的信号和/或通过第二频带的信号。其中，放大装置将通过第二频带的信号放大到比通过第一频带的信号更大的程度。本发明的第十一发明是根据第四发明的超声断层摄影装置，其中，物体是人体，第一频带是来自人体组织的回声频带，来自回声的血流的回声。本发明的第十二发明是根据第五发明的超声波断层摄影装置，其中滤波装置包括用于使第一频带通过的第一子滤波器和至少一个第二子滤波器。它包括。本发明的第十三发明是根据第五发明的超声波断层摄影装置，其中滤波装置设置通过第一频带的第一通带和通过第二频带的第二通带，，第一通带和第二通带同时传递信号。本发明的第十四发明是根据第五发明的超声断层摄影装置，其中滤波装置选择性地通过第一频带或第二频带，使用超声波信号分量的操作和使用第二频带中的超声波信号分量的操作以时分方式执行。第十五发明根据第十四发明提供了一种超声断层扫描设备，在滤波装置，其特征在于，根据本发明的第二频带的选择的数目小于所述第一频带的选择的数量。本发明的第16发明根据第五发明，其特征在于，所述图像生成装置是一个放大装置，用于放大通过的信号和/或已经通过所述第一频带通过的第二频带中的信号提供了一个超声断层扫描设备，其中，放大装置将通过第二频带的信号放大到比通过第一频带的信号更大的程度。本发明的第十七发明是根据第五发明的超声波断层摄影装置，其中，物体是人体，第一频带是来自人体组织的回声的频带，来自回声的血流的回声。根据本发明的第十八方面，提供一种超声波断层摄影方法，包括：将超声波发送到目标对象;来自物体的反射光，接收声波;将超声波的分量提取到至少两个不同的频带;并且，基于所提取的第一频带的超声波分量和所述至少一个第二频带的提取的超声波分量，生成对象的超声波断层图像，第二频带在传输时偏离频带。本发明的第十九发明是一种超声波断层摄影方法，包括以下步骤：将超声波发射到目标物体;接收从物体反射的超声波;将超声波的分量提取到至少两个不同的频带;基于提取的第一频带的超声信号分量生成对象的第一部分超声断层图像;并且基于所提取的至少一个第二频带的超声信号分量生成对象的第二部分超声断层图像，其中第一频带以传输时的频带为中心。并且第二频带在传输时偏离频带。甲第二十发明是根据第18发明，或本发明的第19发明的超声波断层摄影方法，在第二频带中给出具有比电位侧多普勒的预定水平从所述较高的电平的信号成分的第一频带通过扫描信号的带宽来设置要检测的频率。21本发明，本发明的是根据第十八发明，或第19发明的超声断层摄影术的方法，所述第二频带是在其具有比预定水平更高的水平，其通过频率检测分析所接收的反射的超声波的信号分量的频率如图1所示。