

(19)
(12)

(KR)
(B1)

(51) 。 Int. Cl.⁷
A61B 8/00

(45)
(11)
(24)

2004 12 04
10-0459616
2004 11 23

(21) 10-2002-0020839
(22) 2002 04 17

(65)
(43)

10-2003-0082213
2003 10 22

(73)

114

(72)

2 317-40

106-1201

7

505-508

(74)

:

(54)

가

1
2
3 2
4
5
6

7
8
9
10
11
12
13
14

15
<
400 :
401 :
402 :
403 :
404 : FFT
405 :
406 : DC
501 :
502 :
503 :
504 :

(702) (aliasing) (701)
B/D
(Gap filling mode)
(spectrum gap filling)
가 (delay) 가

>

1
(transducer array; 103) (101) 1
, t=t₀ 2N (101)
v 1 t₀ (101)

$$v = \frac{\Delta_{\Theta} \lambda_0}{2\pi T_{PRF}}$$

λ₀, T_{PRF} (Pulse Repitition Frequency, PRF)
, Δ_Θ 1

2 (transducer array; 103) (pre-amp, 104) TGC (105) (gain) (104) (quadrature demodulator, 107) (105) A/D (106) (108) (108) 2N (109) (103) 가 가 (108) (108) (spectral Doppler) (108) (109) 2 (301) (301) (high-pass filter) (301) (low-pass filter) FFT (Fast Fourier Transforming part, 302) 2N (post-processing portion; 303) (base line shifting) (log compression) (108) (109) 4 x 가 4 가 4 가 5 6 5 가 5 (701) (701-1) (703) (704) (701) (701-1) (701) (701-1) (702) (701-2) (703-1) (703-2) (701) (702) (704) (aliasing) 7 가 (aliasing) 7 (702) (701)

7 (702) (701),
 (702) (,)
 가
 가 (FIR)
 가 (N-1)/2 (N)
 가 (Gap filling mode) { (Gap) 8 + 12
 - 1}
 8 B/D (simultaneous mode) 9 (spectrum gap filling)
 (Gap filling mode) , B 10 (tomograph) , D
 B/D (PRF)
 8 B/D PW(Pulsed-wave)
 9 (image/audio artifact)가 PW(Pulsed-wave)
 / (time gap) / PRF
 2 (PRF) 9 B- (filling) B-
 1 t2 (linear interpolation) 가 4 가 5 { (Gap) + t
 (N) - 1} 가 4 가 5 { (Gap) +
 (N) - 1} 8 가 8 가
 4 (zero) (filtered data) 8 가
 (filtered data)
 2 (N-1)/2 12 (filtered data) 1
 12 가 9 가 1 9 가
 5 (N-1)/2 가
 가

DC

DC

2

13 (208) 2 (208)

13 14

13 3 (301) (400) (107)

(, I/Q) (400) (107) (401), (402) (403)

DC (406), (400) (107) (501) (502) 14

DC (406) (401) (401) (401)

(502) (401) FFT (

) (401) (504) (,) (504)

) (504) 가 가

(402)

가 A (A) 0.03 A 0 가 가 가 가 (401) 가 (

402) (403) (, 2A) (402) 0.015 (403)

(107) (403) DC (406) DC가 (403)

(503) (502) (400) (400) FFT (404) , FFT (404)

2N (405) (405) (400)

가 (403)
(405)

(, , (405)) (109)

(, 0.04 0.03) 가 1

15 (400)

가

가

가) 가 (,

가 (aliasing) 가

(N-1)/2
(Gap filling mode)

가 가 가

1

가

(57)

1.

(echo)

(level)

DC(direct current)

(zero)

2.

3.

4.

1 ,

5.

1 ,

6.

(a) (echo)

(b) — —

(c) ,

(d) ,

(c) ,

(c1) ,

(c2) DC(direct current) ,

(c3) ,

(c4) ,

(c5) (level) ,

(c6) (zero)

7.

8.

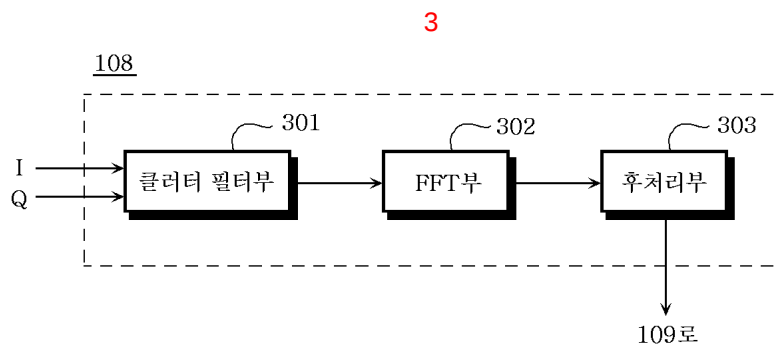
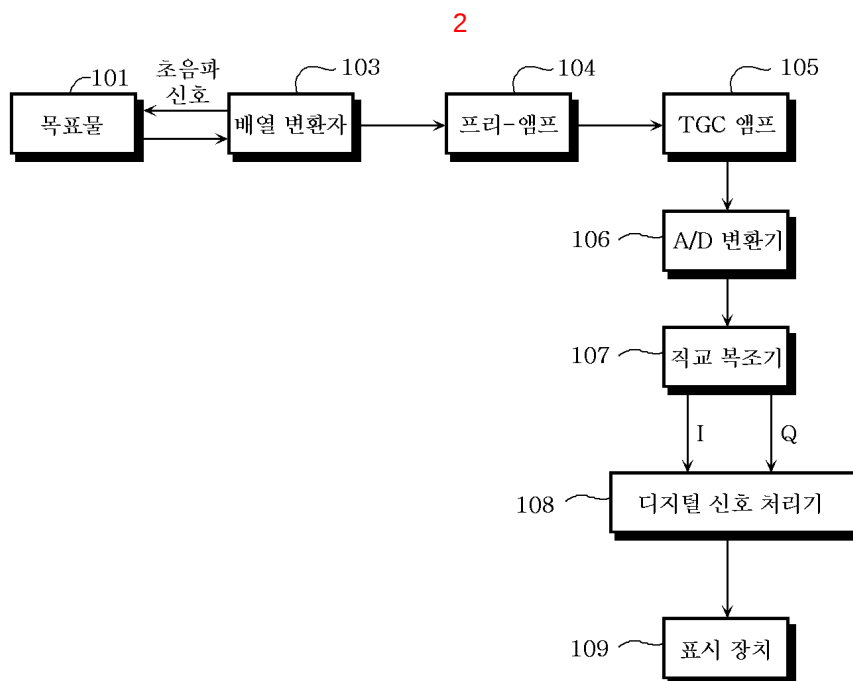
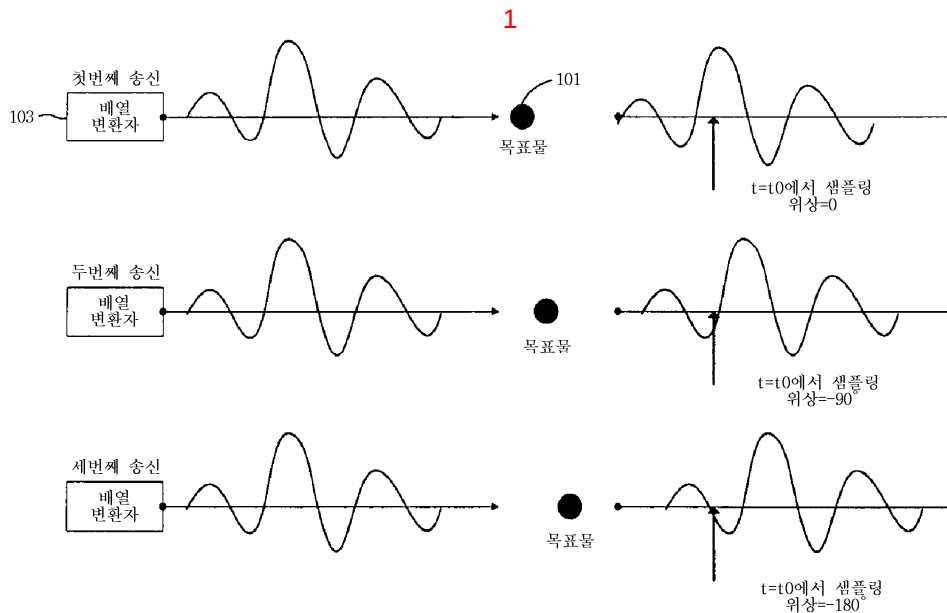
9.

6 ,

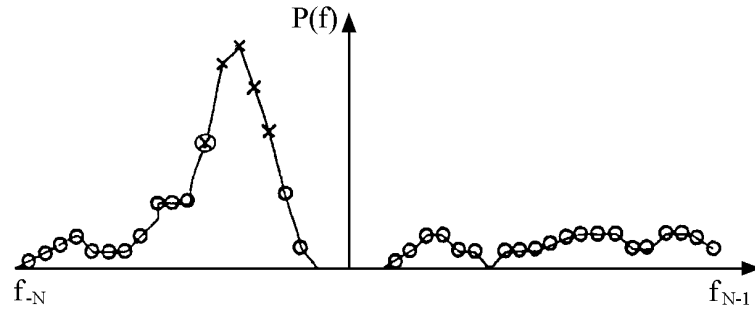
10.

6 ,

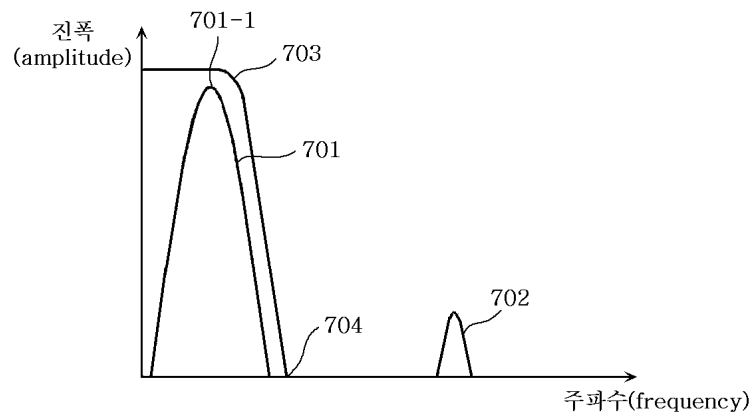
(c)



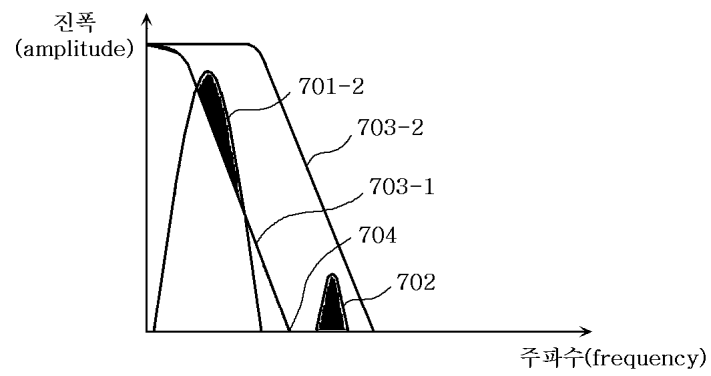
4



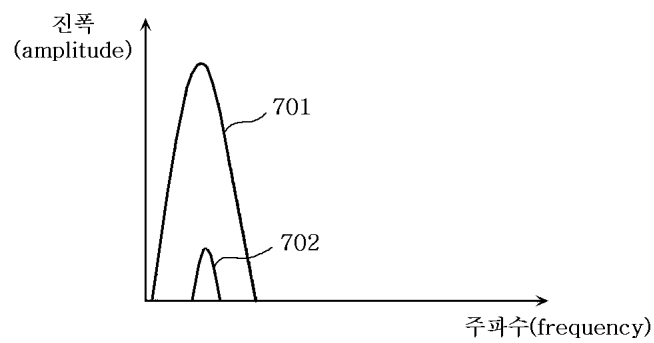
5



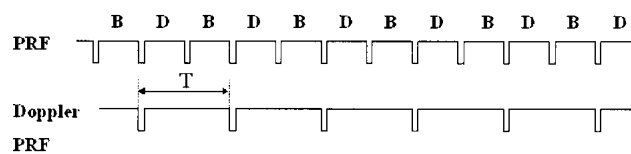
6



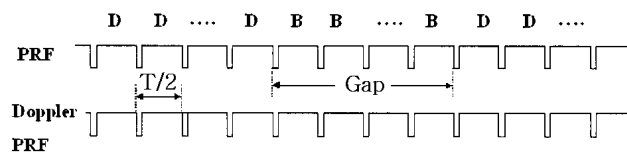
7



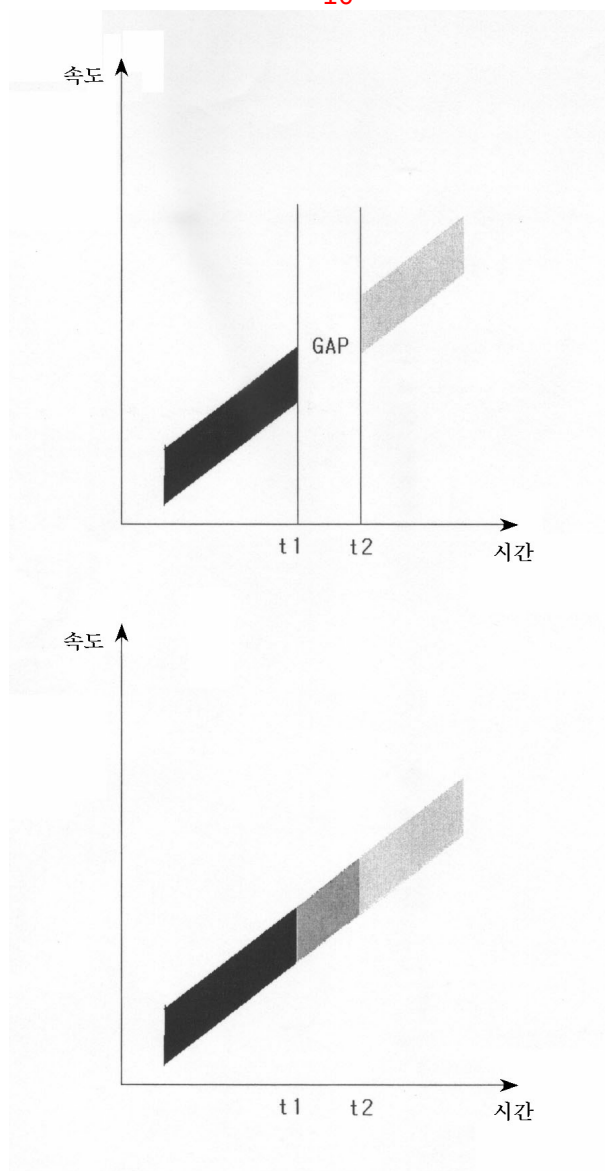
8



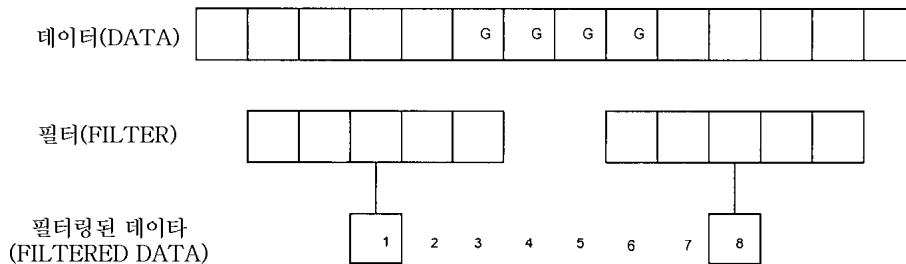
9



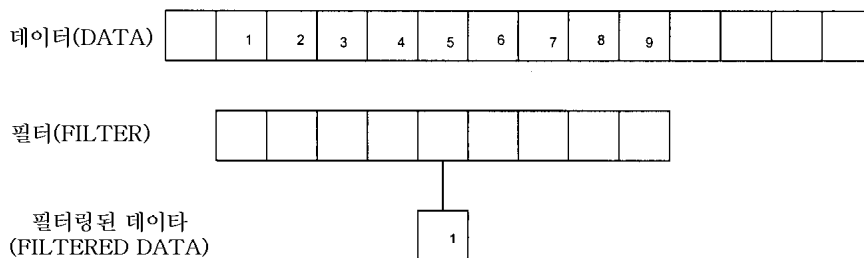
10



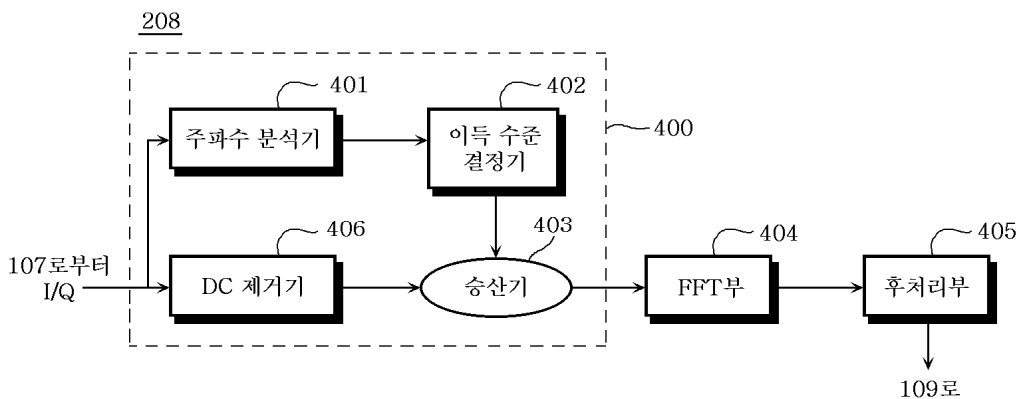
11



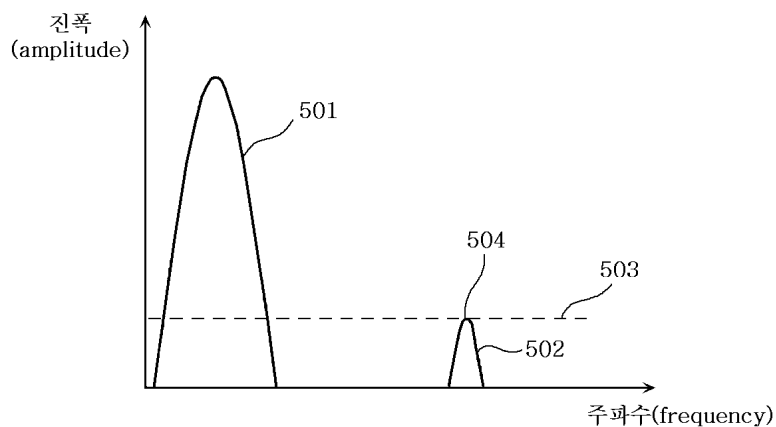
12



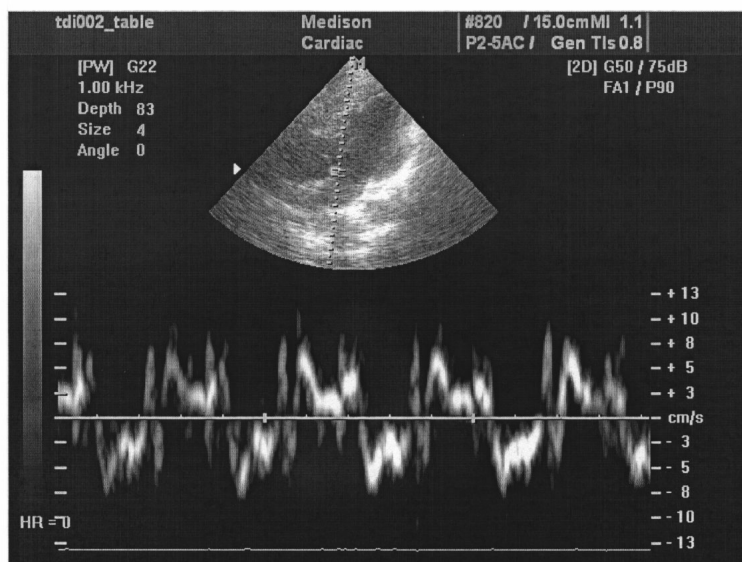
13



14



15



专利名称(译)	使用多普勒效应测量人体组织速度的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	KR100459616B1	公开(公告)日	2004-12-04
申请号	KR1020020020839	申请日	2002-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	KIM CHEOLAN 김철안 KIM SUNGHO 김성호		
发明人	김철안 김성호		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 G01S15/8981		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL CHU , 晟敏		
其他公开文献	KR1020030082213A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置和方法本发明涉及一种超声波诊断装置和方法，用于在不使用低通滤波器的情况下使用多普勒效应有效地自动测量人体组织速度。的超声波诊断装置处理的采样数据生成装置，所述采样数据，以生成含有该速度分量与由取样所发送的信号和反射信号的超声波信号转换成人体组织的血液流动速度分量的频度分布数据的采样数据一种体组织速度检测装置，用于根据来自频率分布数据的血流速度分量的最大值，提取与体组织速度分量对应的频率分布数据，并且显示用于显示数据的装置。的超声波诊断装置可以通过用于样本数据一定的增益电平相乘，而无需使用一个低通滤波器的显著降低图数据间隔以及所要求的内插通过去除血流速度分量，以避免由所述滤波器阶数的延迟。结果，由于计算过程的简化，增加了测量的组织速度分量的数据可靠性并且大大提高了实时处理能力。 13 指数方面 超声诊断，血流速度，身体组织速度，多普勒效应，增益倍增

