

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

A61B 8/14 G06F 19/00

//G06F159:00



[12] 实用新型专利说明书

[21] ZL 专利号 00250174.0

[45] 授权公告日 2003 年 3 月 19 日

[11] 授权公告号 CN 2540159Y

[22] 申请日 2000.09.13 [21] 申请号 00250174.0

[73] 专利权人 王雪乔

地址 065201 河北省三河燕郊经济开发区协
和电子

[72] 设计人 王雪乔

[74] 专利代理机构 北京元中专利事务所

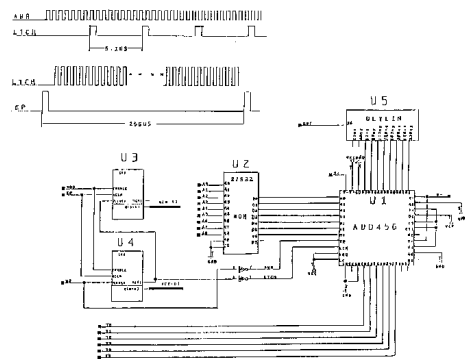
代理人 王明霞

权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 8 页

[54] 实用新型名称 线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置

[57] 摘要

本实用新型公开了一种用于超声波诊断仪的线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置，包括：前面板，探头，显示器，数字扫描加控制器及与其相电连接的存贮器、高压发射开关系统、接收动态孔径可变系统、数据转换信号系统、CPU 中央处理器、D/A 数模转换，与接收动态孔径可变系统、数据转换系统相电连接的放大检波系统，D/A 数模转换与显示器相电连接，高压发射开关系统、接收动态孔径可变系统与探头相电连接，CPU 中央处理器与前面板相电连接。由于该装置采用了高集成度、高密度、多焦点动态接收系统，实现了 B 超诊断仪的超小型化、高清晰度、功耗低、应用领域宽广。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1、线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置，包括前面板 U10，探头 U11，显示器 U9，其特征在于它还包括：数字扫描变换器加控制器 U1；与数字扫描变换器加控制器 U1 的相应接口相电连接的存贮器 U2、高压发射开关系统 U3、接收动态孔径可变系统 U4、数据转换信号系统 U6、中央处理器 U7、D / A 数模转换 U8；与接收动态孔径可变系统 U4、数据转换信号系统 U6 的相应接口相电连接的放大检波系统 U5；中央处理器 U7 的输入端与前面板 U10 的输出端相电连接；D / A 数模转换 U8 的输出端与显示器 U9 的输入端相电连接；高压发射开关系统 U3 的输出端及接收动态孔径可变系统 U4 的接收端与探头 U11 的输入端相电连接。

2、如权利要求 1 所述装置，其特征在于，可编程高密度接收焦点装置由视频矩阵开关、高速 PROM、计焦点数的计数器、计焦点通道编程码控制器、模拟延时线生成器组成，通过超声发送脉冲 EP、同步信号、超声阵元回波信号、模拟延时线连接。

3、如权利要求 1 所述装置，其特征在于，U1 集成了 DSC、存贮器控制器、图象帧处理器、视频发射器、发射编码器、接发通道编码焦点编码控制器、图象图形文本分离合成器七个部分。

线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置

技术领域

本实用新型涉及的是一种用于超声波诊断仪的线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编
5 程高密度接收焦点系统，具体地讲，本实用新型涉及的是一种用于手掌式超声波诊
断仪的线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置。

背景技术

由于超声成像设备图像质量的不断提高，以及谐频、三维、造影等新技术的应
用，超声的临床应用领域越来越广，但是，现有的高质量 B 超成像仪体积太大，
10 无法进入手术室、急诊室、监护室、产房、事故和灾害现场等特殊场合。

发明内容

本实用新型的目的在于提供一种用于手掌式数字化多功能超声波诊断仪的线
阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置。

为实现上述目的，本实用新型所采用的解决方案是：

15 线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置，包括前面板 U10，探
头 U11，显示器 U9，其特征在于它还包括：数字扫描变换器加控制器 U1；与数字
扫描变换器加控制器 U1 的相应接口相电连接的存贮器 U2、高压发射开关系统 U3、
接收动态孔径可变系统 U4、数据转换信号系统 U6、中央处理器 U7、D / A 数模转
换 U8；与接收动态孔径可变系统 U4、数据转换信号系统 U6 的相应接口相电连接
20 的放大检波系统 U5；中央处理器 U7 的输入端与前面板 U10 的输出端相电连接；D
/ A 数模转换 U8 的输出端与显示器 U9 的输入端相电连接；高压发射开关系统 U3
的输出端及接收动态孔径可变系统 U4 的接收端与探头 U11 的输入端相电连接。

其中可编程高密度接收焦点装置的构成如图 7 所示，超声脉冲信号 EP 到达高
压发射开关系统，超声波发射，同时计数器 U3、U4 清零，U2、PROM 地址指针复位；
25 EP 信号过后进入超声波接收状态，U4 计数器按 1.3MHz 计数，同时 PROM 按 1.3MHz
取出某个焦点的编程码，并且在 AWR 上升沿，将数据 A0A1A2、D0D1D2 打入视
频开关，U4 计完某个焦点的 8 组编程码后，发出 LTCH 信号，U3 加 1 进入下一个
焦点；同时 LTCH 的上升沿将输入信号切换至相应的输出；装置的输出是连接在不
同的延时时间上的，超声阵元回波信号 T0、T1...T5 按焦点的编程码不同，连接到

不同的时间延时线上进行合成；改变 PROM 中的焦点编程码，就可以改变各个超大型声阵元的延时时间，即，改变焦点；延时时间可以有多种选择，20ns、40ns…400ns 等，可以将 U1 改为 8×16 线或 16×16 线等视频矩阵开关。

可编程高密度接收焦点装置如附图 7 所示

5 (1) U1, 8×8 视频矩阵开关：通过对 A0 A1 A2 输出通道和 D0 D1 D2 输入通道的编程，可将输入通道 I₀…I₇，切换至任意的输出通道 O₀…O₇。

(2) U2, 高速 PROM：一个焦点有 8 个延时状态组，可对应 8 组通道编程码 P11 P12 P13…P18；n 个焦点对应了 n 组，即 Pn1…Pn8；将焦点按顺序排列成 P1 P2…P50，并且将 50 组焦点的通道编程码贮存在 PROM 中。

10 (3) U3, 计数器：计焦点数。

(4) U4, 计数器：计每个焦点中的 8 个通道编程码。

(5) U5, 模拟延时线：信号从 200 纳秒四输入，输出 OUT 就延时了 200 纳秒。

(6) EP, 超声波发送脉冲：高电平发射、低电平接收超声回波信号。

(7) LTCH, 同步信号：将 8 组输入状态信号同时切换至输出。

15 (8) T0, T1…T5, 不同超声阵元的回波信号。

本实用新型由于对上述的线阵、凸阵 B 超成像仪一种可编程高密度接收焦点系统提出了具体的解决方案，适用于真正实现 B 超诊断仪的超小型化，本实用新型所述的手掌化 B 超成像仪大大提高了清晰度，并降低了系统的功耗，提高了仪器的流动性，拓宽了 B 超成像仪的应用领域。

20 附图说明

以下是本实用新型的附图说明，通过附图说明并结合详细描述，可以清楚地理解本实用新型，其中：

附图 1 是本实用新型所述的手掌式超声波诊断仪的系统框图。

25 附图 2 是本实用新型所述的手掌式超声波诊断仪中数字扫描变换器加控制器 (UI) 的 7 个部分集成在一个 IC 芯片中的内部框图。

附图 3 是本实用新型所述的存贮和显示系统中数据读修改写控制器的读修改写周期示意图。

附图 4 是本实用新型所述的存贮和显示系统的读写周期示意图。

30 附图 5 是本实用新型所述的在一个存贮器上实现图像、图形、字符等多参数实时贮存和显示的框图；其中，图 5b、c、d 表示的电路图分别在标注的位置 Φ、Ω、

β 、 δ 连接。

附图 6 是本实用新型所述的由 12 个超声元组合而成一束超声束的示意图。

附图 7 是本实用新型所述的可编程高密度接收焦点系统的框图。

具体实施方式

- 5 本实用新型的发明目的可以通过以下方式得以实现：采用高集成度、高密度、多焦点动态接收系统，不仅接收焦点数大大提高，而且系统的体积也大大缩小。

本实用新型所述的手掌式 B 超成像仪包括 11 个部分组成，其系统框图见附图 1，详细说明如下：

- 10 第一部分 U1：数字扫描变换器加控制器，其内部分为 7 个部分是集成在一个 IC 芯片内。

第二部分 U2：存贮器，存贮超声回波数据、图像、图形、文本数据。

第三部分 U3：高压发射开关系统，产生高压发射脉冲，并且连接到相应的超声发射振元。

- 15 第四部分 U4：接收动态孔径可变系统，将不同的振元超声回波信号接收组合延时。

第五部分 U5：放大检波，将回波信号放大、检波。

第六部分 U6：数据转换信号，将超声回波信号转换成数字量。

第七部分 U7：CPU 中央处理器，控制、计算等功能。

第八部分 U8：D / A 数模转换，将图像信号、文本、图形信号转换成模拟量。

- 20 第九部分 U9：显示器，可接标准视频信号显示器，也可接 TFT 液晶显示器。

第十部分 U10：前面板，按键，可通行功能、测量操作。

第十一部分 U11：探头，可接线阵探头或凸阵探头。

- 25 为了更进一步说明本实用新型所述的手掌式 B 超成像仪的结构连接情况，结合附图说明本实用新型所述的手掌式 B 超成像仪工作流程，见附图 1，由 U1 的发射编程码发射焦点控制器的发出超声波，发射群信号通过 U3 高压发射开关系统接至 U11 探头（线阵、凸阵）中的不同超声阵元，发出一组超声波信号，超声波信号通过人体产生回波，由 U1 的接收通道编码、接收焦点编码控制器控制通过 U4，接收动态孔径多焦点系统将多组不同的振元回波信号合成延时，即聚焦；再通过 U5 放大检波边缘处理等处理集成一束超声束。

- 30 通过 U6 模式数转换成数字信号。

再通过 U1 的帧处理器进行不同系统的帧处理,再由 U1 的 DSC 产生写入地址,存入存贮器 U2 中;完成了一根超声探测线的过程。接着按以上过程完成第二线、第三线...,直至形成一幅超声波声像图。

另一方面, U1 图形、图像、文本、分离合成器将存贮器 U2 读出的数据分离并且通过 U8 数据转换器与 U1 中的视频信号发生器的同步信号发生器的同步信号一起混合成标准视频信号送至显示器或 TFT 显示器, U7 中央处理器完成面板操作、测量、计算等功能。

为了更清楚地解释本实用新型的创造性所在,下面更加具体地描述能够真正实现 B 超诊断仪手掌化的三个关键技术,即,高集成数字扫描变换器、数据存贮器和高密度多焦点动态数据接收放大系统。

在本实用新型所述的手掌化 B 超诊断仪中,其关键的技术之一是构造具有高度集成的、灵活可靠的数字扫描变换器 U1,所述的数字扫描变换器加控制器,其内部分为 7 个部分,它们是集成在一个 SOUER1000 的 IC 芯片内,见附图 2,由于本实用型的目的不是保护此项内容,因此对该技术不再进行赘述。

本实用新型所述的手掌化 B 超诊断仪中的另一个关键的技术是构造高度紧密的数据存贮结构,在本实用型所述的手掌式 B 超诊断仪中图像、图形、文本的显示除了选择低功耗、小体积的电子原器件外,在电路设计方案上采用一个存贮器和一套读写控制总线来实现对图像(灰阶)和图形、文本的实时存贮和显示是必须的,其中包括图像、图形和文本的存贮(写入)和显示(输出),由于此项内容同样也不是本实用新型的保护内容因此也不再进行赘述。

本实用新型所描述的高密度多焦点动态数据接收放大系统可见附图 6、7。

在医用线阵和凸阵电子扫描线 B 超诊断仪中,往往采用动态可变孔径、电子聚焦、变迹等处理技术来提高 B 超成像质量,而电子聚焦的焦点多少和控制直接影响到超声图像分辨率的高低,增加和改善超声系统的聚焦点数目将直接影响到 B 超图像质量。

在电子扫描线阵式凸阵中,超声波的形成是有多个超声阵元发射超声束组合而成,不同的超声阵元达到焦点处的时间是不一致的,所以接收各个阵元的超声束所需要的延时时间也是不同的。这样每一个焦点对应一组不同的阵元延时时间、焦点越多、对应的延时时间组数越多,系统越复杂、就原理而言、焦点数越多、多个超声阵元形成的声束越细、图像分辨率越高,相应地超声系统越复杂。

目前线阵和凸阵 B 超成像仪上一般采用 4 至 8 个焦点，而且固定。

从上分析可知，接收焦点数越多或可变，它的切换延时状态开关越多，系统就越复杂，成本就越大。

在图像质量和系统的复杂折中的结果是采用 4 至 8 个接收焦点，另外，由于 4 至 8 个焦点是固定的，在图像局部放大时可能在放大区域内只有一至二个焦点，这样也会影响放大图像的质量。

为了提高超声束的分辨率，本实用新型增加了超声回波束的接收焦点。这样就必须增加了超声阵元延时时间组和相对应的切换延时线的状态开关，为了解决这个问题，本实用型提出了可编程高密度接收焦点系统。

10 本实用新型所述的可编程高密度接收焦点装置采用软、硬件结合，解决了因焦点数据增加而增加的系统复杂性。同时通过硬编程，焦点的数目、位置等可以任意改变，焦点的数目可以增加到 50 个；这样，无论是放大图像，还是超声探头的频率改变，接收焦点将随之改变，从而大大提高了超声图像的分辨率和清晰度。

15 在本实用新型中，超声束的形成是由多个对称的超声阵元组合而成，可参见附图 6，一束超声束由 12 个超声阵元组合而成，各个超声阵元到达焦点 P_1 时间是不一样的，接收时所延时的时间也是不同的，焦点 P_1 一定时，各个阵元的延时时间也就确定， $(T_1 T_2 \cdots T_6)$ 在焦点 P_1 处形成的超声束最细，该处分辨最高；离 P_1 越远，超声束越粗，分辨就越差。

20 如果超声束上的焦点数越密，那么整条超声束就细，越声束的分辨率越高，增加了焦点数 $P_1 P_2 \cdots P_n$ ，相对应的延时时间组 $(Z_{11} Z_{12} \cdots Z_{16})$ ， $(Z_{n1} Z_{n6})$ 也增加。

如超声探测深度定为 200 毫米，那么超声的接收时间也就确定：

$$t = \frac{2 \times 0.2}{1540} = 260 \text{ 微秒}$$

25 如果在 200 毫米有 50 个焦点，每 4 毫米一个焦点，这样就有 50 组 $[T_1 \cdots T_6]$ 延时时间组以每 4 毫米切换一组延时时间开关，换言之，在 260 微秒接收时间内，以每 5.2 微秒切换一组延时时间开关组，来达到 50 个焦点。

30 本实用新型采用了可以编程视频矩阵开关，对多个对称超声阵元回波信号通路进行编程，首先将 50 个焦点相对应的延时时间组的延时状态存入高速存储器中，随探测距离的深入，焦点从 $P_1 P_2 \cdots$ 到 P_{50} 。

高速存储器取出 P_1 的延时状态对视频矩阵开关编程，让它将各个 B 超阵元切

换到 P_1 延时时间状态，接着 $P_1P_2\cdots$ 到 P_{50} 直至一条声束的结束。如果改变 PROM 中的各阵元的延时状态组，也就改变了焦点位置，使用非常灵活。下面是对用于本实用新型所述的线阵、凸阵手掌式 B 超诊断仪中可编程高密度接收焦点系统中各部分的具体描述，可参见附图 7，其中：

5 U1, 8×8 视频矩阵开关：通过对 A0A1A2 输出通道和 D0D1D2D3 输入通道的编程，可将输入通道 $I_0\cdots I_7$ 切换至任意的输出通道 $O_0\cdots O_7$ 。

U2, 高速 PROM：一个焦点有 8 个延时状态组，可对应 8 组通道编程码 $P_{11}P_{12}P_{13}\cdots P_{18}$ ；n 个焦点对应了 n 组，即， $P_{n1}\cdots P_{n8}$ ；将焦点按顺序排列成 $P_1P_2\cdots P_{50}$ ，并且将 50 组焦点的通道编程码贮存在 PROM 中；

10 U3, 计数器：计焦点数；

U4, 计数器：计每个焦点中的 8 个通道编程码；

U5, 模拟延时线：信号从 200 纳秒口输入，输出 OUT 就延时了 200 纳秒；

EP, 超声波发送脉冲：高电平发射、低电平接收超声回波信号；

LTCH, 同步信号：将 8 组输入状态信号同时切换至输出；

15 T0T0 \cdots T5, 不同超声阵元的回波信号；

该系统的工作过程如下：超声脉冲信号 EP 到来时，超声波发射，同时计数器 U3、U4 清零，U2、PROM 地址指针复位。

EP 信号过后进入超声波接收状态 U4 计数器控 1.3MHz 计数，同时 PROM 按 1.3MHz 取出某个焦点的编程码，并且在 AWR 上升沿，将数据 A0A1A2、D0D1D2D3
20 打入视频开关，U4 计完某个焦点的 8 组编程码后，发出 LTCH 信号，U3 加 1 进入下一个焦点；同时 LTCH 的上升沿将输入信号切换至相应的输出；由于输出是连接在不同的延时时间上的，这样超声阵元回声波信号 T0、T1 \cdots T5 焦点的编程码不同，连接到不同的时间延时线上进行合成。

通过改变 PROM 中的焦点编程码，就可以方便地改变各个超大型声阵元的延时
25 时间，即，改变焦点。如果延时时间更多，20ns、40ns \cdots 400ns 等，那么我们可以将 U1 改为 8×16 线或 16×16 线等视频矩阵开关，实现原理是一样的。

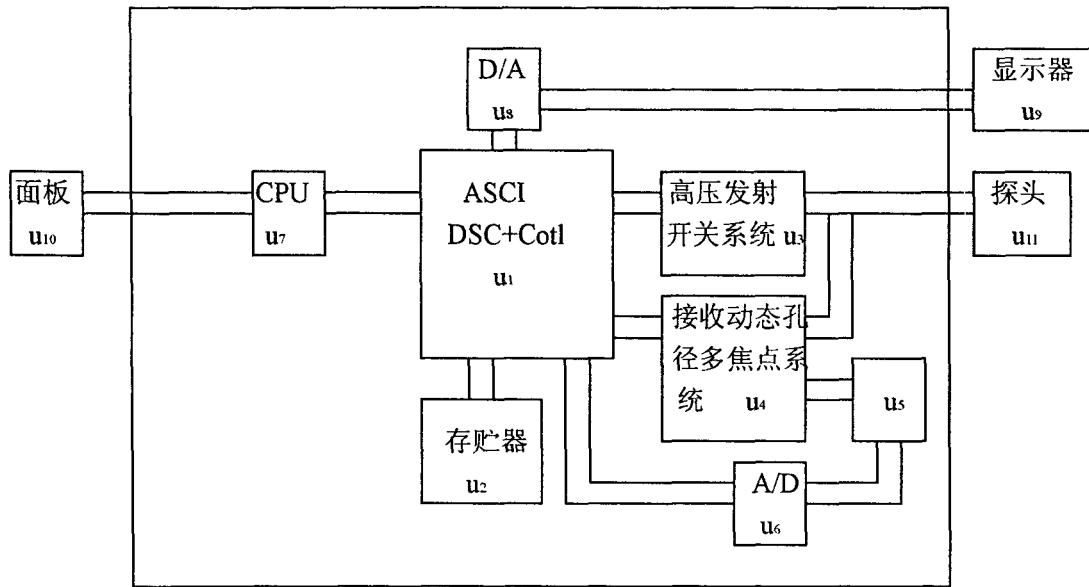


图 1

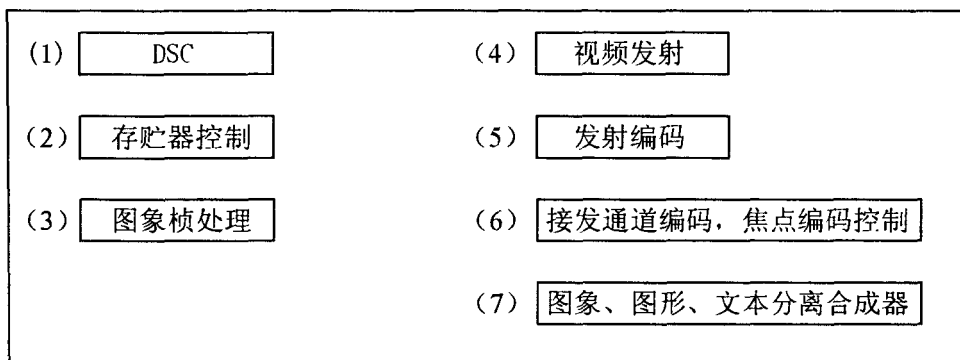


图 2

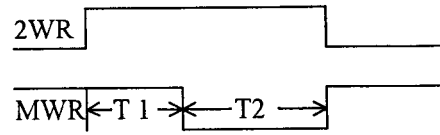


图 3

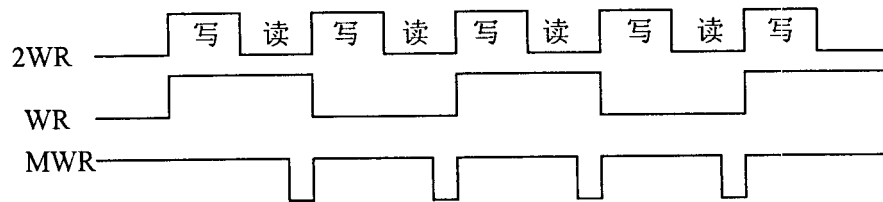


图 4

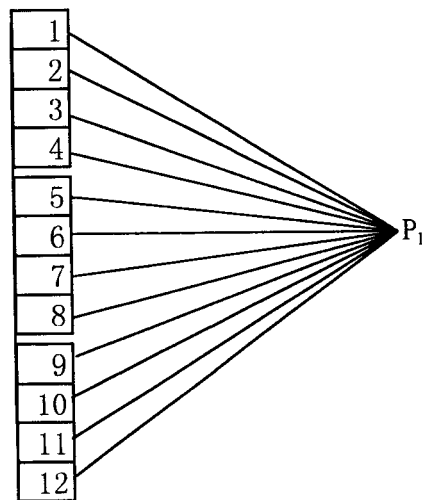


图 6

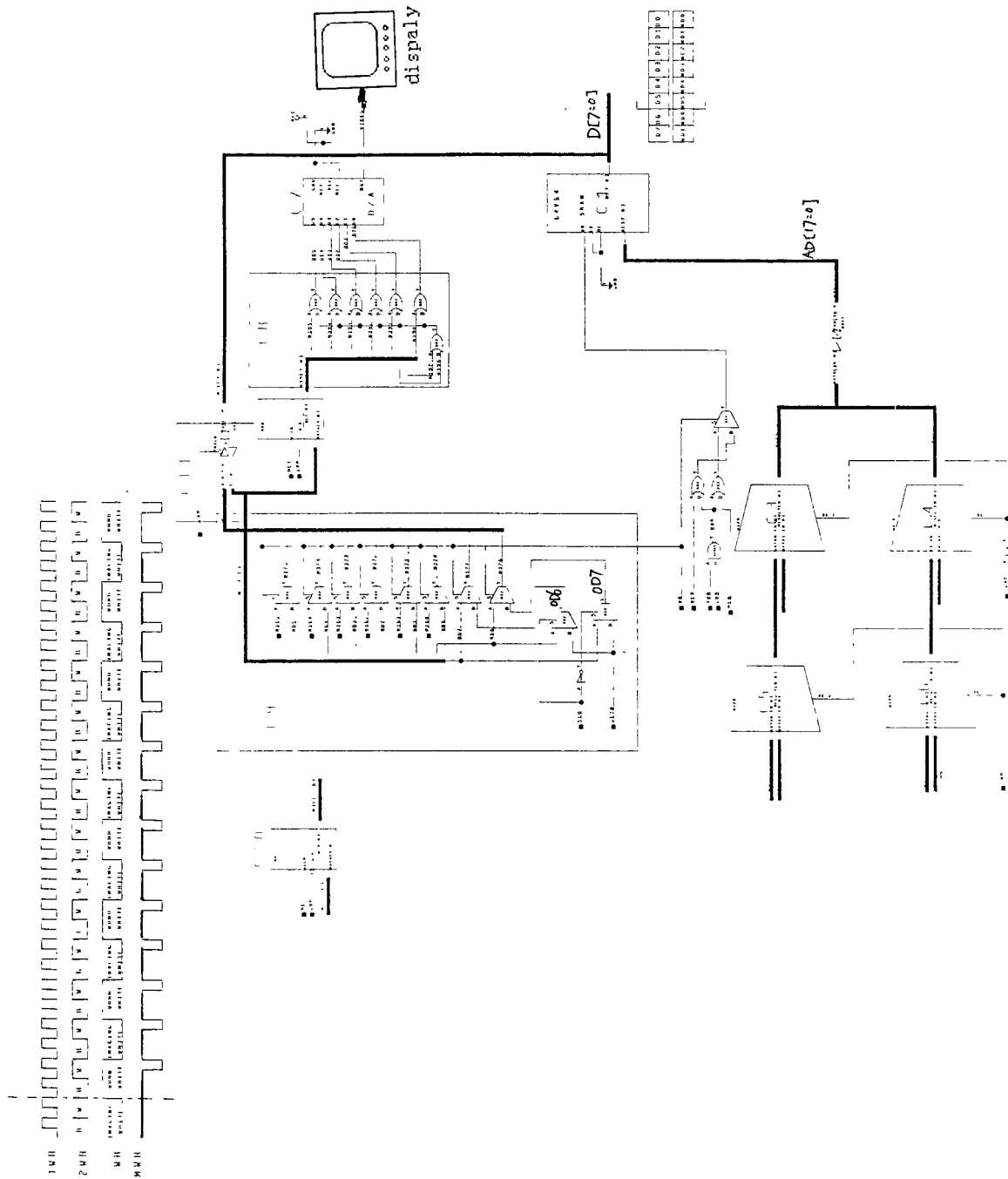


图 5

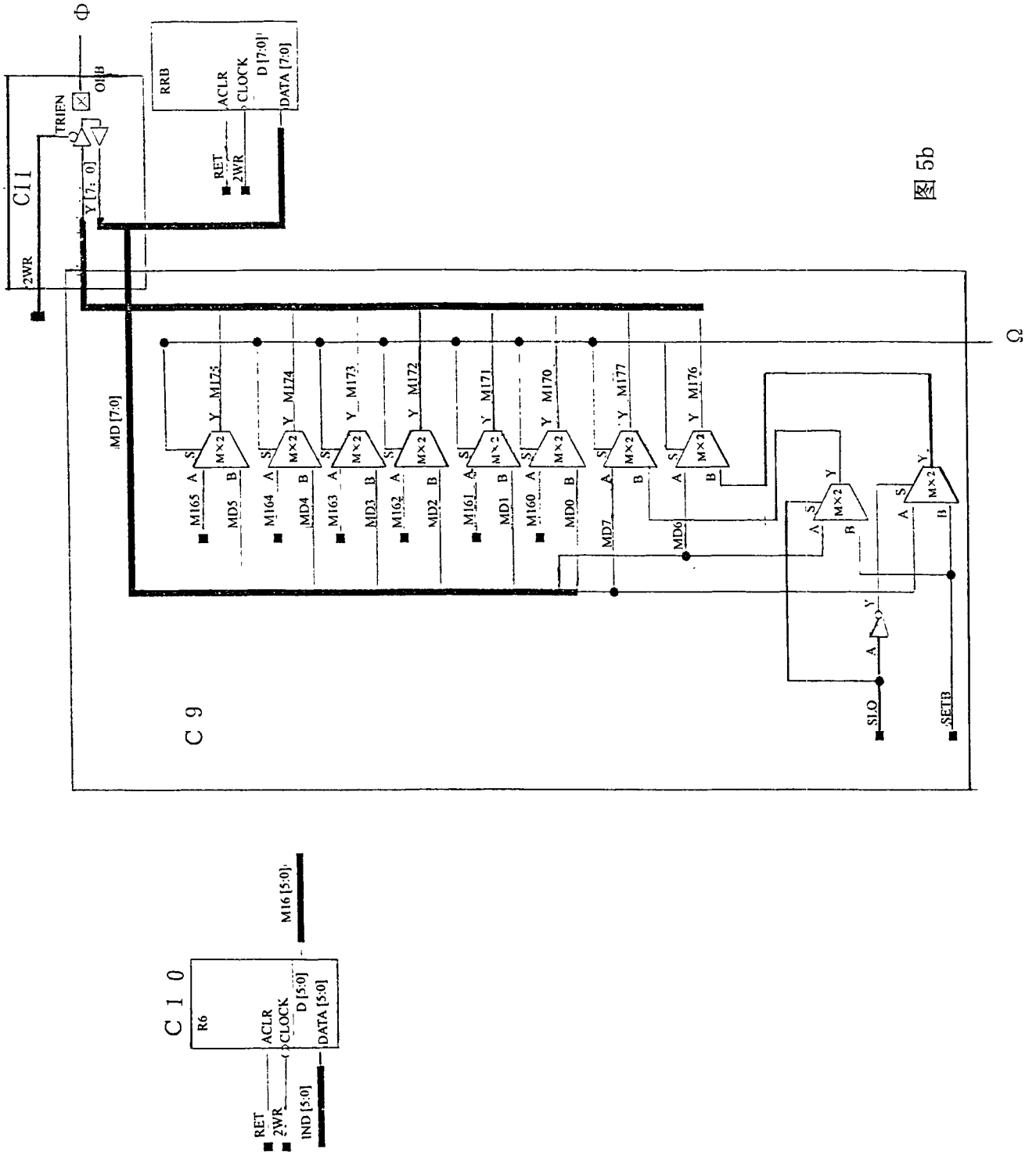


图 5b

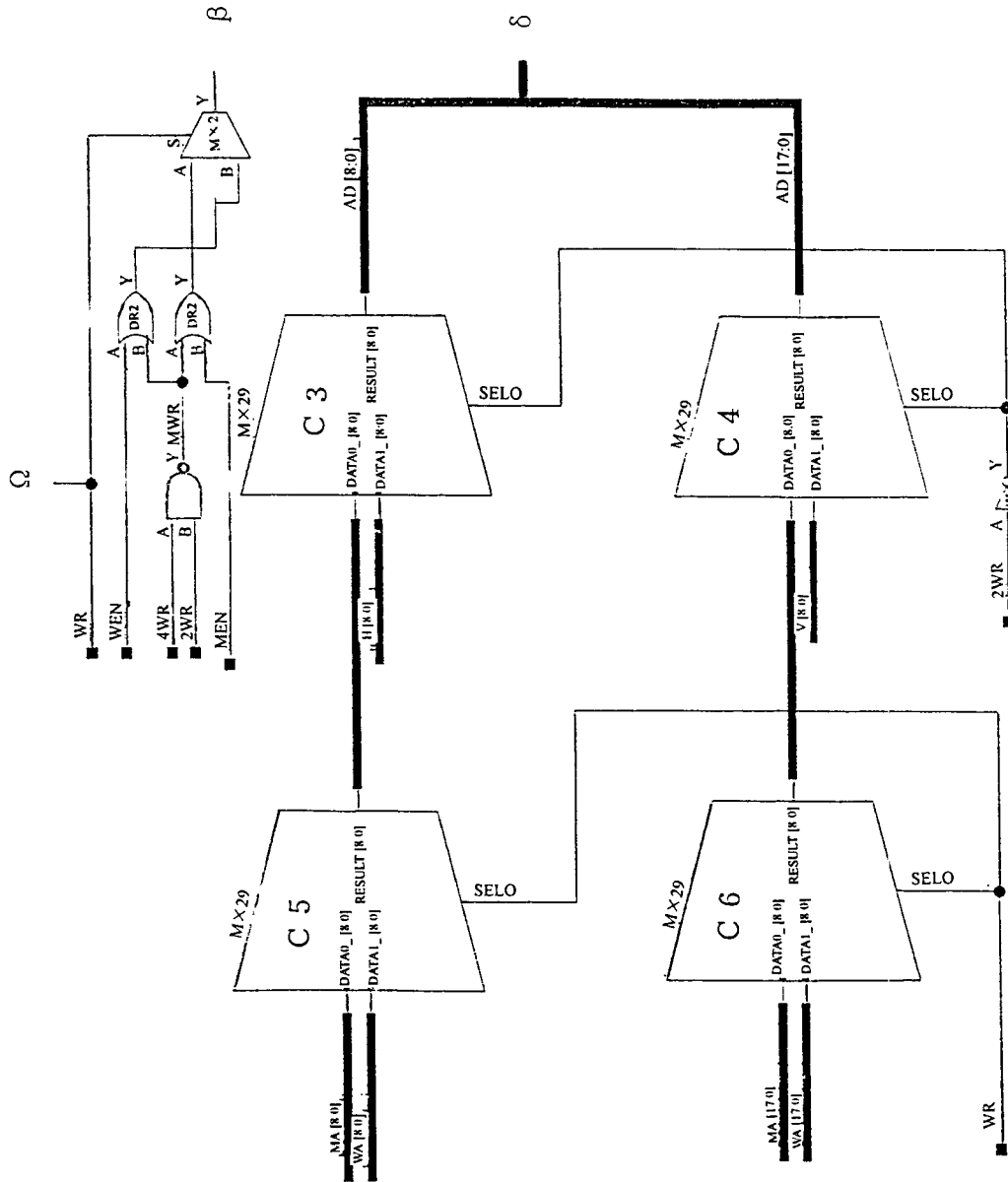


图 5c

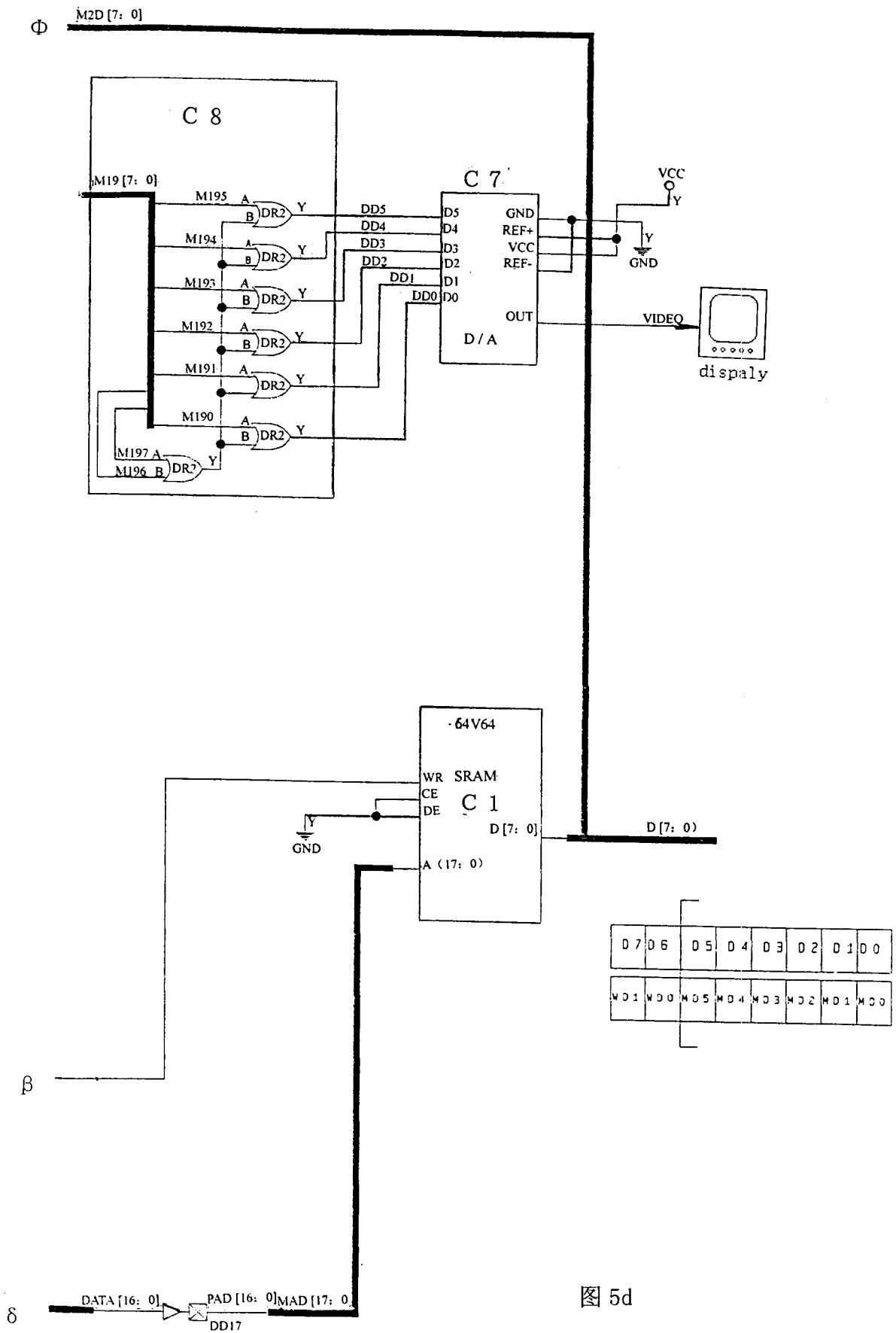


图 5d

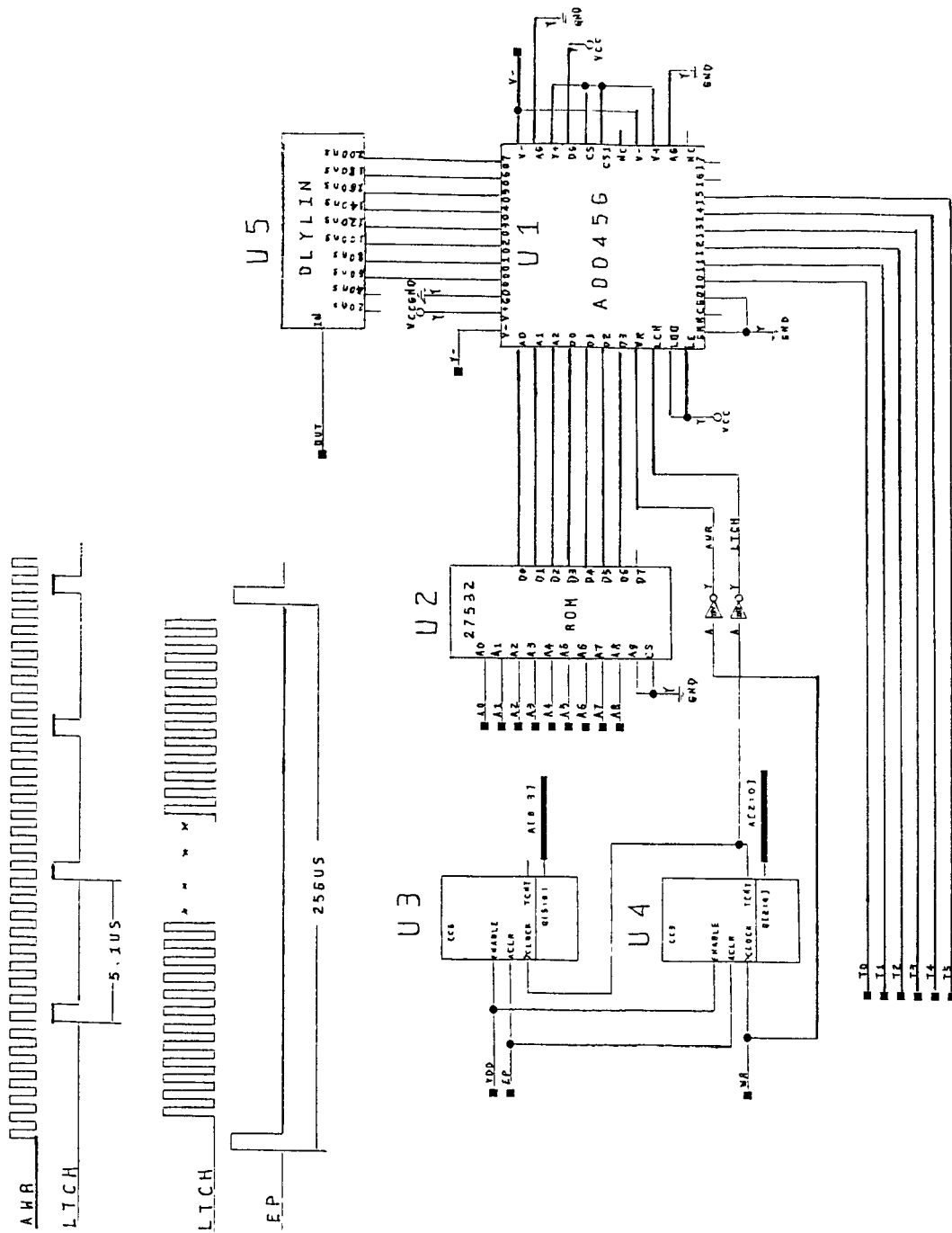


图 7

专利名称(译)	线阵、凸阵B超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置		
公开(公告)号	CN2540159Y	公开(公告)日	2003-03-19
申请号	CN00250174.0	申请日	2000-09-13
[标]发明人	王雪乔		
发明人	王雪乔		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06F19/00		
代理人(译)	王明霞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种用于超声波诊断仪的线阵、凸阵B超成像仪一种可编程高密度接收焦点装置，包括：前面板，探头，显示器，数字扫描加控制器及与其相电连接的存储器、高压发射开关系统、接收动态孔径可变系统、数据转换信号系统、CPU中央处理器、D/A数模转换，与接收动态孔径可变系统、数据转换系统相电连接的放大检波系统，D/A数模转换与显示器相电连接，高压发射开关系统、接收动态孔径可变系统与探头相电连接，CPU中央处理器与前面板相电连接。由于该装置采用了高集成度、高密度、多焦点动态接收系统，实现了B超诊断仪的超小型化、高清晰度、功耗低、应用领域宽广。

