



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102274045 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 14

(21) 申请号 201110140013. 5

(22) 申请日 2011. 05. 27

(71) 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路  
381 号

(72) 发明人 黄庆华 吴君明 韦岗

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有  
限公司 44245

代理人 罗观祥

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

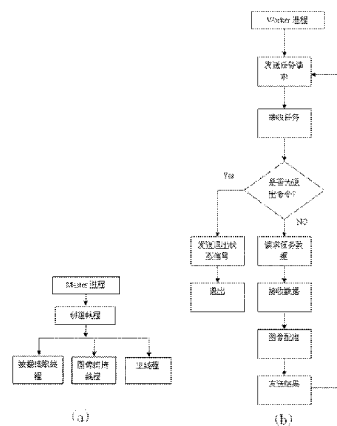
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

### (54) 发明名称

一种并行的实时医学超声宽景成像方法

### (57) 摘要

本发明公开了一种并行的实时医学超声宽景成像方法,先采用功能划分的方法,将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个可以并行执行的过程;又采用域划分的方法,将采集的超声图像序列的图像配准任务划分成多个子任务,把子任务分配给不同的处理器,各个处理器之间相互协同,并行地执行子任务,并且在图像序列配准的同时,一旦得到前面部分图像的全局配准参数,就可以这部分图像进行图像拼接,这种将图像拼接与配准过程重叠缩减了成像的时间,达到实时应用的要求。本发明把并行计算技术应用于超声宽景成像领域,解决了宽景成像等待时间长的问题。本发明使用廉价的计算机构建并行计算环境,可以充分利用计算资源,方法简单,成本低廉。



1. 一种并行的实时医学超声宽景成像方法,其特征在于,包括下述步骤:

(1)、划分宽景成像任务,采用功能划分的方法,将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个并行执行的过程;

(2)、划分图像序列的配准任务,采用域划分的方法,将采集的超声图像序列的图像配准任务按照定义好的粒度大小  $S$  划分成多个子任务,每个子任务是要完成  $S$  帧相邻图像的配准;

(3)、分配子任务,把子任务分配给不同的处理器;

(4)、计算子任务,各个处理器之间相互协同,并行地执行子任务,利用各种已有的图像配准算法,进行图像配准,计算图像之间的几何变换参数,完成  $S$  帧相邻图像的配准;

(5)、全局配准,每个子任务的配准结果都只是相邻图像间的几何变换关系,全局配准即计算图像序列中每一帧图像相对于第一帧图像的全局几何变换关系;

(6)、图像拼接,根据每一帧图像的全局几何变换关系,将该帧图像与前面的图像拼接,形成宽景图像。

2. 根据权利要求 1 所述并行的实时医学超声宽景成像方法,其特征在于所述步骤 (2) 划分图像序列的配准任务,采用域划分的方法,将采集的超声图像序列的图像配准任务按照定义好的粒度大小  $S$  划分成多个子任务,每个子任务是要完成  $S$  帧相邻图像的配准;

如果成像是在图像采集完成之后,已知图像序列的总数  $N$ ,处理器个数  $P$ ,图像配准最少要求有两帧图像,最小的任务粒度大小是两帧图像,定义每个子任务的粒度大小  $S$  是:

$$S = \max \{N/(2*P), 2\}$$

成像是在图像采集完成之后,使用上式定义的  $S$  来划分超声图像序列,得到  $N/S$  个图像块,也就是  $N/S$  个子任务;

如果成像是在实时采集过程中,图像序列的总数  $N$  是未知的,用一定时间间隔  $T$  采集的图像数代替  $N$ ,则有

$$S = \max \{(R*T)/P, 2\}$$

其中,  $R$  是图像采样率;如果成像是在实时采集过程中,使用上式定义的  $S$  来划分子任务,一旦获得  $S$  帧图像,就产生一个新的子任务。

3. 根据权利要求 1 所述并行的实时医学超声宽景成像方法,其特征在于,所述步骤 (3) 分配子任务,采用任务池方法将子任务分配给不同的处理器。

4. 根据权利要求 1 所述并行的实时医学超声宽景成像方法,其特征在于,所述步骤 (4) 计算子任务,选用各种已有的图像配准算法进行图像配准。

5. 根据权利要求 1 所述并行的实时医学超声宽景成像方法,其特征在于,所述步骤 (5) 全局配准,即计算图像序列中每一帧图像相对于第一帧图像的全局几何变换关系;

假设  $T_i$  是第  $i$  ( $i > 1$ ) 帧图像与第  $i+1$  帧图像间的几何变换矩阵,则第  $i$  帧图像与第一帧图像间的几何变换矩阵  $T$  是:

$$T = T_i * T_{i-1} * \dots * T_2 * T_1$$

6. 根据权利要求 1 所述并行的实时医学超声宽景成像方法,其特征在于,所述步骤 (6) 图像拼接,根据每一帧图像的全局几何变换关系,将该帧图像与前面的图像拼接,形成宽景图像;

采用重叠区加权平均处理,对宽景图像中静态图像部分和实时图像部分的重叠区域的

点  $(i, j)$ , 其权值的计算如下:

$$w_s(i, j) = \frac{i - \Delta x_g}{W_s - \Delta x_g}$$

$$w_r(i, j) = 1 - w_s(i, j)$$

其中,  $W_s$  是静态图像部分的宽度,  $w_s$ 、 $w_r$  分别是静态图像部分和实时图像部分的权值。

## 一种并行的实时医学超声宽景成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像技术,尤其涉及一种并行的实时医学超声宽景成像方法。

### 背景技术

[0002] 超声成像方法以使用方便、无创伤、无痛苦、无电离辐射及低成本等优点,在临床中得到广泛应用。由于传统的超声探头发射的超声声束的发散角度有限,同时受探头尺寸大小的硬件条件所限,只能生成视野狭小的超声图像,不能反映被观察组织的整体图像,这影响了医生诊断的准确性。针对这一问题,1996年Weng等人提出了超声宽景成像技术(Weng L, TriumalaiA P, Method and apparatus for generating large compound ultrasound image. U.S. patent 5,575,286, November 19, 1996),它利用图像配准技术得到相邻图像间的运动信息,然后将相邻的图像拼接形成一幅观察视野更大的图像。宽景成像技术主要包括图像获取,图像配准,图像拼接三个部分。其中,图像配准是宽景成像的核心,为准确找出图像间的运动关系要求图像配准算法有较高的精度和鲁棒性;而且,图像配准中的计算量非常大,实际使用中不能容忍有较长时间的等待,要求图像配准算法有很好的实时性。另一方面,在宽景成像过程中,等待处理图像数据量大,实时的宽景成像是个难题。

### 发明内容

[0003] 本发明的目的在于克服上述现有技术的缺点和不足,提供一种并行的实时医学超声宽景成像方法,在保证宽景成像的准确性的基础上,加速超声图像序列配准的速度,从而提高宽景成像的速度,达到实时应用的目的。

[0004] 本发明通过下述技术方案实现:

[0005] 一种并行的实时医学超声宽景成像方法,其步骤如下:

[0006] (1)、划分宽景成像任务,采用功能划分的方法,将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个可以并行执行的过程;

[0007] (2)、划分图像序列的配准任务,采用域划分的方法,将采集的超声图像序列的图像配准任务按照定义好的粒度大小(S)划分成多个子任务,每个子任务是要完成S帧相邻图像的配准;

[0008] (3)、分配子任务,把子任务分配给不同的处理器;

[0009] (4)、计算子任务,各个处理器之间相互协同,并行地执行子任务,可以利用已有的图像配准算法,如Block match, SIFT等算法进行图像配准,计算图像之间的几何变换参数,完成S帧相邻图像的配准;

[0010] (5)、全局配准,因为每个子任务的配准结果都只是相邻图像间的几何变换关系,全局配准即计算图像序列中每一帧图像相对于第一帧图像的全局几何变换关系;

[0011] (6)、图像拼接,根据每一帧图像的全局几何变换关系,将该帧图像与前面的图像

拼接,形成宽景图像;

[0012] 所述步骤(1)为划分宽景成像任务,采用功能划分的方法,将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个可以并行执行的过程;

[0013] 所述步骤(2)划分图像序列的配准任务,先定义子任务粒度大小(S),采用域划分的方法将采集的超声图像序列按照帧序以粒度大小划分成几个图像块,每个图像块的图像配准计算是一个子任务。为保证计算结果与原始图像间的对应关系,需要对子任务根据图像序列的顺序编号;

[0014] 如果成像是是在图像采集完成之后,已知图像序列的总数N,处理器个数P,图像配准最少要求有两帧图像,最小的任务粒度大小是两帧图像,定义每个子任务的粒度大小S是:

$$[0015] \quad S = \max \{N/(2*P), 2\}$$

[0016] 成像是是在图像采集完成之后,使用上式定义的S来划分超声图像序列,得到N/S个图像块,也就是N/S个子任务。

[0017] 如果成像是是在实时采集过程中,图像序列的总数N是未知的,用一定时间间隔T采集的图像数代替N,则有

$$[0018] \quad S = \max \{(R*T)/P, 2\}$$

[0019] 其中,R是图像采样率。如果成像是是在实时采集过程中,使用上式定义的S来划分子任务,一旦获得S帧图像,就产生一个新的子任务。

[0020] 所述步骤(3)分配子任务,把子任务分配给不同的处理器;

[0021] 因为每个子任务的计算量不一样,每个处理器的计算能力也不一致,我们需要在任务计算过程中平衡处理器的负载;而且,在实时成像的时候,子任务是动态产生的,所以,我们采用了一种动态任务调度的方法——任务池方法来进行计算任务的分配。

[0022] 在这个方法里,有一个集中的任务池,一个master进程和多个worker进程;master进程负责管理任务池、任务发送、结果收集、全局配准、图像拼接,每个worker进程重复下面的操作:请求任务、接收任务、图像配准计算、返回计算结果。所有的worker进程并发地执行子任务。当任务池里的任务都执行完成后,worker进程请求任务并收到一个有退出命令的任务。当所有的worker进程退出后,master进程退出任务分配和结果收集循环。

[0023] Master进程运行在主节点处理器上,而worker进程运行在其他的计算节点的处理器的上。

[0024] 所述步骤(4)是计算子任务,在worker进程中可以利用已有的图像配准算法,如图像块匹配(Block matching),尺度不变特征变换(SIFT)等算法进行图像配准,计算相邻图像之间的几何变换参数,完成S帧相邻图像的配准;

[0025] 所述步骤(5)是全局配准:因为每个子任务的配准结果都只是相邻图像间的几何变换关系,全局配准即计算图像序列中每一帧图像相对于第一帧图像的全局几何变换关系;

[0026] 假设 $T_i$ 是第 $i$ ( $i > 1$ )帧图像与第 $i+1$ 帧图像间的几何变换矩阵,则第 $i$ 帧图像与第一帧图像间的几何变换矩阵 $T$ 是:

$$[0027] \quad T = T_1 * T_{i-1} * \dots * T_2 * T_1$$

[0028] 所述步骤 (6) 是图像拼接, 根据每一帧图像的全局几何变换关系, 将该帧图像与前面的图像拼接, 形成宽景图像;

[0029] 宽景图像由静态图像部分和实时图像部分两部分拼接而成。第一次拼接, 静态图像部分是原始图像序列中的第一帧图像, 实时图像部分是原始图像序列中第二帧图像, 第  $i$  ( $i > 1$ ) 次拼接, 静态图像部分是第  $i-1$  次拼接形成的宽景图像, 实时图像部分是原始图像序列中的第  $i+1$  帧图像。

[0030] 图像拼接的困难在于图像重叠区的处理、消除噪声、选择插值方法、以及拼接的累积误差等。在实现过程中, 本发明采用重叠区加权平均处理。对宽景图像中静态图像部分和实时图像部分的重叠区域的点  $(i, j)$ , 其权值的计算如下:

$$[0031] \quad w_s(i, j) = \frac{i - \Delta x_g}{W_s - \Delta x_g}$$

$$[0032] \quad w_r(i, j) = 1 - w_s(i, j)$$

$$[0033] \quad I(i, j) = w_s(i, j) * I_s(i, j) + w_r(i, j) * I_r(i, j)$$

[0034] 其中,  $W_s$  是静态图像部分的宽度,  $w_s$ 、 $w_r$  分别是静态图像部分和实时图像部分的权值,  $I$ 、 $I_s$ 、 $I_r$  分别是宽景图像、宽景图像中静态图像部分和实时图像部分的灰度值。

[0035] 经过 (1) ~ (6) 步骤, 整个超声图像序列就完成了配准并拼接成一幅宽景图像。

[0036] 本发明首次提出了使用并行计算技术来提高宽景成像速度的新方法。图像配准是宽景成像过程中最耗时的部分, 所以我们将超声序列图像配准并行化, 将采集的超声图像序列的图像配准任务划分成多个子任务, 把子任务分配给不同的处理器, 各个处理器之间相互协同, 并行地执行子任务, 从而达到加速超声图像序列配准的速度; 并且, 我们将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个可以并行执行的过程, 在图像序列配准的同时, 一旦得到前面部分图像的全局配准参数, 就可以这部分图像进行图像拼接, 这种将图像拼接与配准过程重叠缩减了成像的时间, 从而进一步提高了宽景成像的速度, 达到实时应用的要求。

## 附图说明

[0037] 图 1(a)、(b) 是本发明的流程框图;

[0038] 图 2 是本发明的任务划分示例图;

[0039] 图 3 是本发明的任务池示例图;

[0040] 图 4 是精确度验证实验的数据采集的装置图;

[0041] 图 5 是采集的原始超声序列图像中的第一帧;

[0042] 图 6、图 7 是精确度验证实验的宽景成像结果图;

[0043] 图 8 是本发明第二组图像数据的宽景成像结果图。

## 具体实施方式

[0044] 下面结合具体实施例对本发明作进一步具体详细描述, 但本发明的实施方式不限于此, 对于未特别注明的工艺参数, 可参经常规技术进行。

[0045] 实施例

[0046] 实施本发明需要超声设备采集到的 AVI 超声图像视频文件, 使用基于 MPI 的计

计算机集群作为并行计算平台进行宽景成像,用纯平型显示器显示用户图形界面,可采用 C 和 C++ 语言编制各类处理程序,能较好地实施本发明。

[0047] 如图 1(a)、(b) 和图 2 所示,Master 进程中除了主线程外创建了另外两个线程:数据读取线程和图像拼接线程。当实时采集时,数据读取线程根据用户参数构建工作池,从图像采集卡读取图像数据,将图像数据划分成一个个小任务放入任务池;当成像是图像采集完成后,数据读取线程根据用户参数构建工作池,将从磁盘读取的图像数据划分成一个个小任务放入任务池。图像拼接线程创建之后进入休眠状态,直到主线程接收到 worker 进程的计算结果后被唤醒,进行图像拼接。主线程负责与 worker 进程通信:发送任务和数据,接收计算结果,接收退出命令,还负责通知数据读取线程。在 master 进程里采用多线程技术可以并行地进行图像配准和图像拼接;采用基于计算机集群的并行计算技术,将采集的超声图像序列的图像配准任务划分成多个子任务,在集群上创建 worker 进程,把子任务分配给不同的 worker 进程,各个 worker 进程并发地执行子任务,从而达到加速超声图像序列配准的速度。

[0048] 本发明中的划分宽景成像任务,将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个可以并行执行的过程,具体实施是采用了多线程技术,创建一个专门的线程负责图像序列的拼接。

[0049] 本发明中的划分图像序列的配准任务,是因为图像配准的时间几乎是宽景成像的时间的 90% 以上。我们将采集到的图像分配给多个处理器进行配准处理,这样在单位时间里可以增加配准的图像数量,从而缩短图像序列的配准时间;具体实施包括:

[0050] (A)、先定义子任务粒度大小  $S$ ;

[0051] 如果成像是在图像采集完成之后,已知图像序列的总数  $N$ ,处理器个数  $P$ ,图像配准最少要求有两帧图像,最小的任务粒度大小是两帧图像,定义每个子任务的粒度大小  $S$  是:

$$[0052] \quad S = \max \{N / (2 * P), 2\}$$

[0053] 成像是在图像采集完成之后,使用上式定义的  $S$  来划分超声图像序列,得到  $N/S$  个图像块,也就是  $N/S$  个子任务。

[0054] 如果成像是在实时采集过程中,图像序列的总数  $N$  是未知的,用一定时间间隔  $T$  采集的图像数代替  $N$ ,则有

$$[0055] \quad S = \max \{(R * T) / P, 2\}$$

[0056] 其中, $R$  是图像采样率。如果成像是在实时采集过程中,使用上式定义的  $S$  来划分子任务,一旦获得  $S$  帧图像,就产生一个新的子任务。

[0057] (B)、采用域划分的方法将采集的超声图像序列按照帧序以粒度大小划分成几个图像块,每个图像块的图像配准计算是一个子任务。为保证计算结果与原始图像间的对应关系,对子任务根据图像序列的顺序编号;

[0058] 如图 3,本发明中的分配子任务采用动态任务调度的方法——任务池方法,是因为每个子任务的计算量不一样,每个处理器的计算能力也不一致,我们需要在任务计算过程中平衡处理器的负载;而且,在实时成像的时候,子任务是动态产生的。任务池方法具体实施:

[0059] 在这个方法里,有一个集中的任务池,一个 master 进程和多个 worker 进程;

master 进程负责管理任务池、发送任务、结果收集、全局配准、图像拼接,每个 worker 进程重复下面的操作:请求任务、接收任务、图像配准计算、返回计算结果。所有的 worker 进程并发地执行子任务。当任务池里的任务都执行完成后,worker 进程请求任务并收到一个有退出命令的任务。当所有的 worker 进程退出后, master 进程退出任务分配和结果收集循环。

[0060] Master 进程运行在主节点处理器上,而 worker 进程运行在其他的计算节点的处理器上。

[0061] 本发明中的计算子任务,是在 worker 进程实现了 SIFT 算法进行图像配准,计算相邻图像之间的几何变换参数,完成 S 帧相邻图像的配准;

[0062] 本发明中的全局配准,即利用相邻图像间的几何变换关系计算图像序列中每一帧图像相对于第一帧图像的全局几何变换关系;

[0063] 假设  $T_i$  是第  $i$  ( $i > 1$ ) 帧图像与第  $i+1$  帧图像间的几何变换矩阵,则第  $i$  帧图像与第一帧图像间的几何变换矩阵  $T$  是:

$$[0064] \quad T = T_i * T_{i-1} * \dots * T_2 * T_1$$

[0065] 本发明中的图像拼接,即根据每一帧图像的全局几何变换关系,将该帧图像与前面的图像拼接,形成宽景图像;

[0066] 宽景图像由静态图像部分和实时图像部分两部分拼接而成。第一次拼接,静态图像部分是原始图像序列中的第一帧图像,实时图像部分是原始图像序列中第二帧图像,第  $i$  ( $i > 1$ ) 次拼接,静态图像部分是第  $i-1$  次拼接形成的宽景图像,实时图像部分是原始图像序列中的第  $i+1$  帧图像。

[0067] 图像拼接的困难在于图像重叠区的处理、消除噪声、选择插值方法、以及拼接的累积误差等。在实现过程中,本发明采用重叠区加权平均处理。对宽景图像中静态图像部分和实时图像部分的重叠区域的点  $(i, j)$ ,其权值的计算如下:

$$[0068] \quad w_s(i, j) = \frac{i - \Delta x_g}{W_s - \Delta x_g}$$

$$[0069] \quad w_r(i, j) = 1 - w_s(i, j)$$

$$[0070] \quad I(i, j) = w_s(i, j) * I_s(i, j) + w_r(i, j) * I_r(i, j)$$

[0071] 其中,  $W_s$  是静态图像部分的宽度,  $w_s$ 、 $w_r$  分别是静态图像部分和实时图像部分的权值,  $I$ 、 $I_s$ 、 $I_r$  分别是宽景图像、宽景图像中静态图像部分和实时图像部分的灰度值。

[0072] 本发明做了两个实验:

[0073] 实验条件:5 台计算机组成的计算机集群,每台计算机配置 2.7GHz Pentium(R) Dual-Core CPU 和 2GB 内存。所有计算机由 100Mb/s 的交换机相连接。相关程序使用 C 和 C++ 在 Microsoft Visual Studio 2008 实现。使用的 MPI 版本是 MPICH2v1.2.1.1。

[0074] 实验一,与传统的方法 (Weng L, Triumalai AP, Method and apparatus for generating large compound ultrasound image. U.S. patent 5,575,286, November 19, 1996) 比较,验证本发明方法宽景成像的准确度。如图 4 所示,一个玻璃箱子中有三个玻璃棒固定住一块猪肉,玻璃棒中心之间的距离 ( $L_1, L_2, L_3$ ) 分别是 112.5mm、111.0mm、200.0mm,左右玻璃棒与中间玻璃棒之间的夹角 ( $\theta$ ) 为 127.0°。用超声探头在猪肉表面采集超声图像序列,用于宽景成像。图 5 是获得的原始图像序列中的第一帧。使用传统的方法的实验

结果如图 6 所示,使用本发明的实验结果如图 7 所示,两种方法的实验测量结果和误差如下表所示:

[0075] 表 1 两种方法的测量结果

[0076]

| 方法<br>被测量          | 实际值   | 传统方法  |      | 本发明方法 |      |
|--------------------|-------|-------|------|-------|------|
|                    |       | 测量值   | 误差   | 测量值   | 误差   |
| $L_1(\text{mm})$   | 112.5 | 113.1 | 0.5% | 116.2 | 3.2% |
| $L_2(\text{mm})$   | 111.0 | 112.3 | 1.2% | 113.2 | 0.8% |
| $L_3(\text{mm})$   | 200.0 | 209.5 | 4.8% | 212.4 | 6.2% |
| $\theta(^{\circ})$ | 127.0 | 136.7 | +9.7 | 135.8 | +8.8 |

[0077] 本发明方法的误差率很接近传统的方法,能满足大部分医学应用的要求。

[0078] 实验二,与串行方法(使用单台计算机)比较,检验本发明方法在宽景成像上的速度优势。采用了两组图像作为实验数据,第一组数据(Dataset#A)是实验一的实时采集数据(一共 482 帧),成像是在实时采集过程中,实验结果如图 7;第二组图像(Dataset#B)从手臂上采集的(一共 406 帧),成像是在图像采集之后,实验结果如图 8。本发明方法运行在有 5 台相同配置的计算机的集群上,串行方法运行在其中一台计算机上,实验参数值设置如表 2,统计 3 次运行的平均计算时间如下表 3。

[0079] 从表中可见,用本发明的方法,宽景成像的时间下降了许多,证明了本发明方法在速度提升上的有效性。

[0080] 表 2 本发明方法实验参数值设置

[0081]

| Dataset | N(f) | T(s) | R(fps) | P  | S(f) | n |
|---------|------|------|--------|----|------|---|
| #A      | 482  | 1    | 18     | 10 | 2    | 2 |
| #B      | 406  | *    | *      | 10 | 10   | 2 |

[0082] N 是拼接图像的总数,P 是处理器数目,S 是子任务的大小,T 是一定的时间间隔,R 超声图像采样速率,n 是每台计算机上运行的 worker 进程数目。

[0083] 表 3 串行方法与本发明方法计算时间的比较

[0084]

| 方法<br>时间 ms<br>数据集 | 串行方法<br>( $T_s$ ) | 本发明方法<br>( $T_p$ ) | 加速比<br>$T_s/T_p$ | 效率<br>$T_s/(T_p * P)$ |
|--------------------|-------------------|--------------------|------------------|-----------------------|
| #A                 | 257 297           | 31 265             | 8.23             | 0.82                  |
| #B                 | 59 890            | 9 125              | 6.56             | 0.66                  |

[0085] 如上所述便可较好地实现本发明。

[0086] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

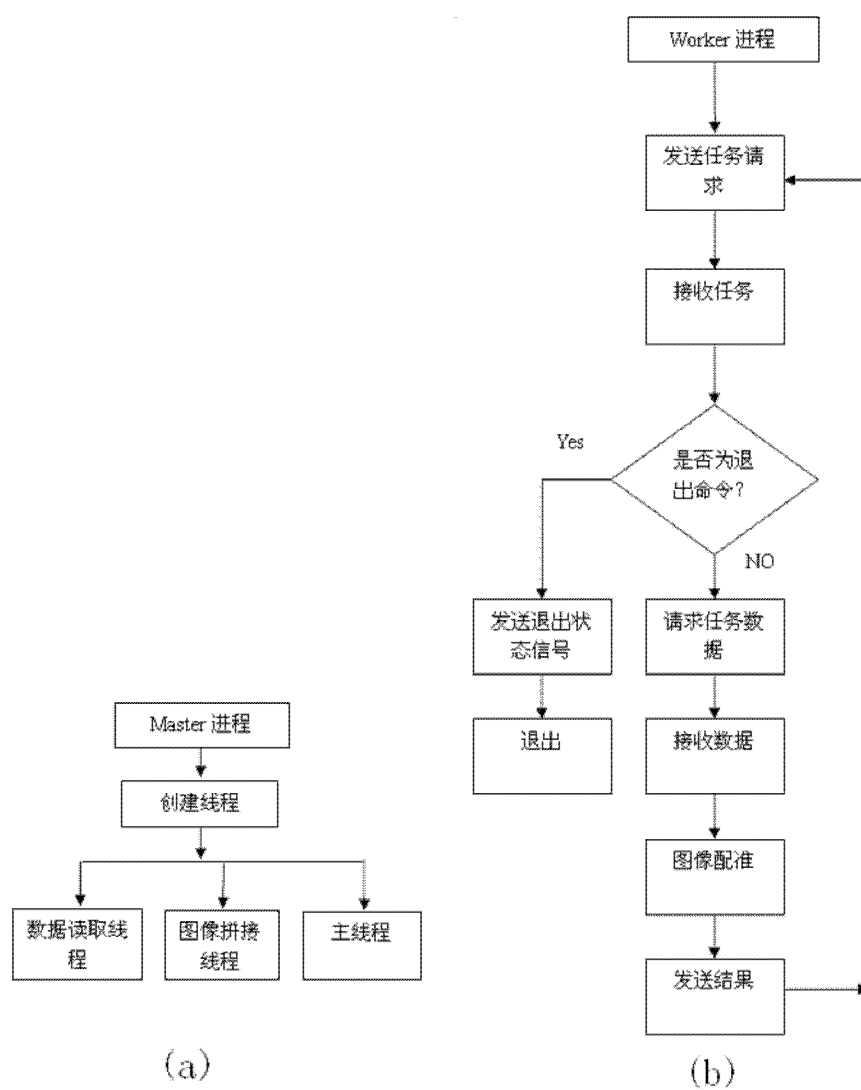


图 1

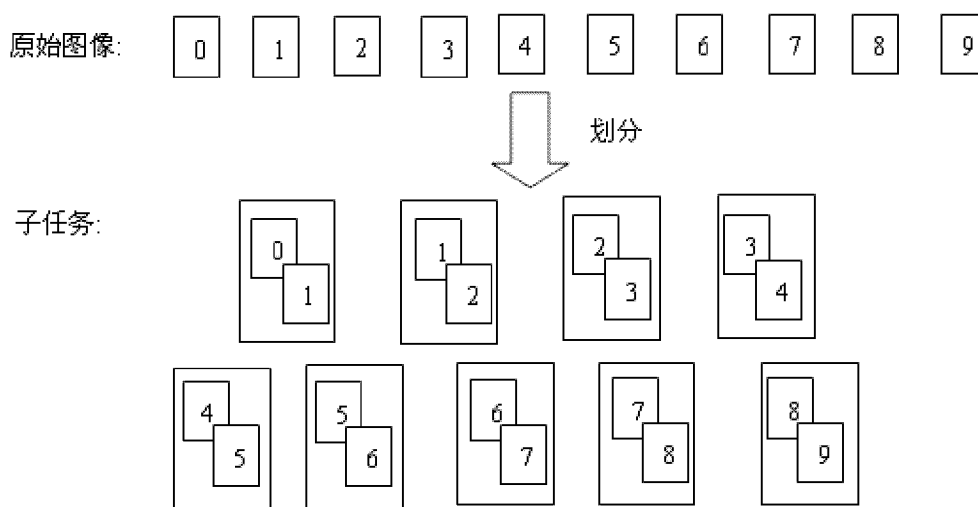


图 2

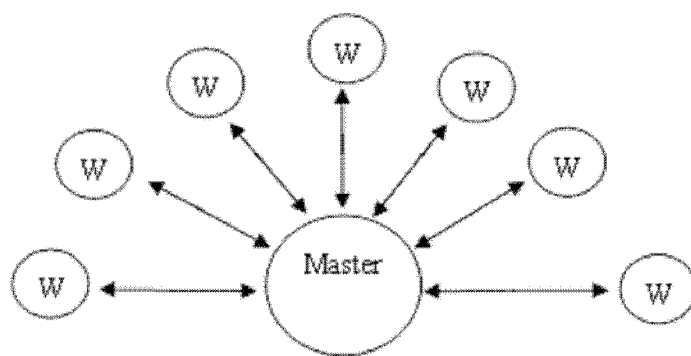


图 3

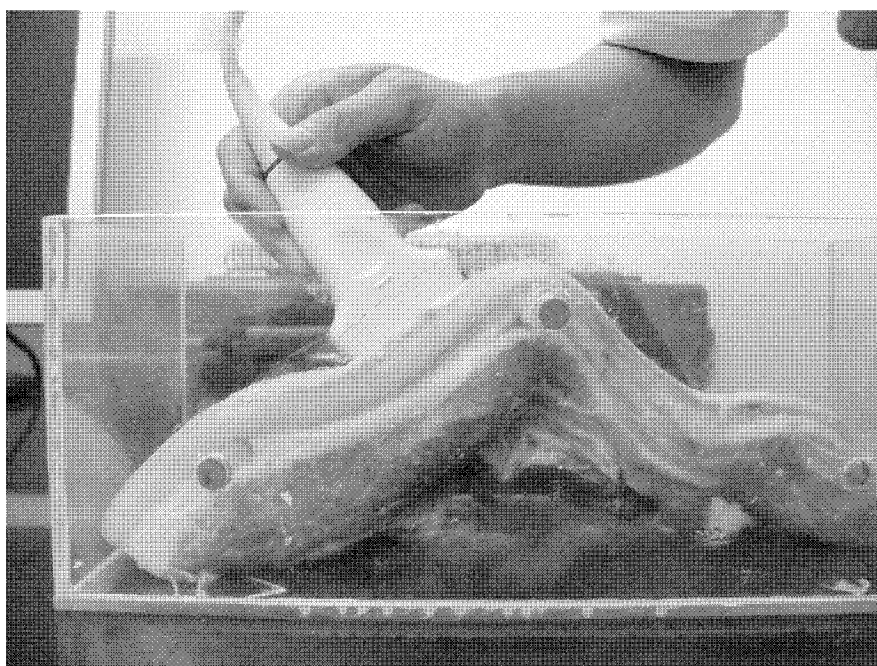


图 4

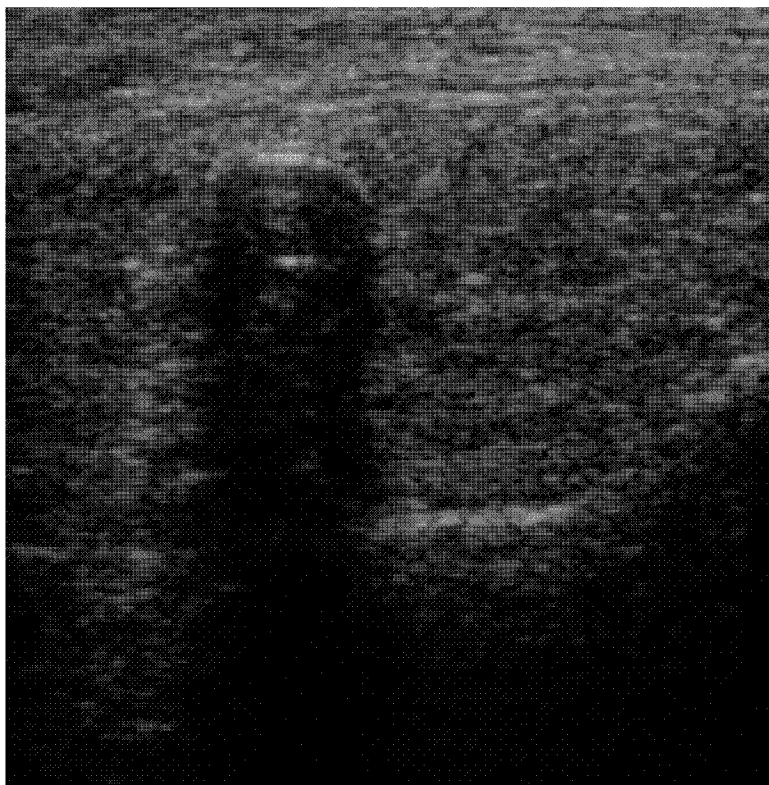


图 5

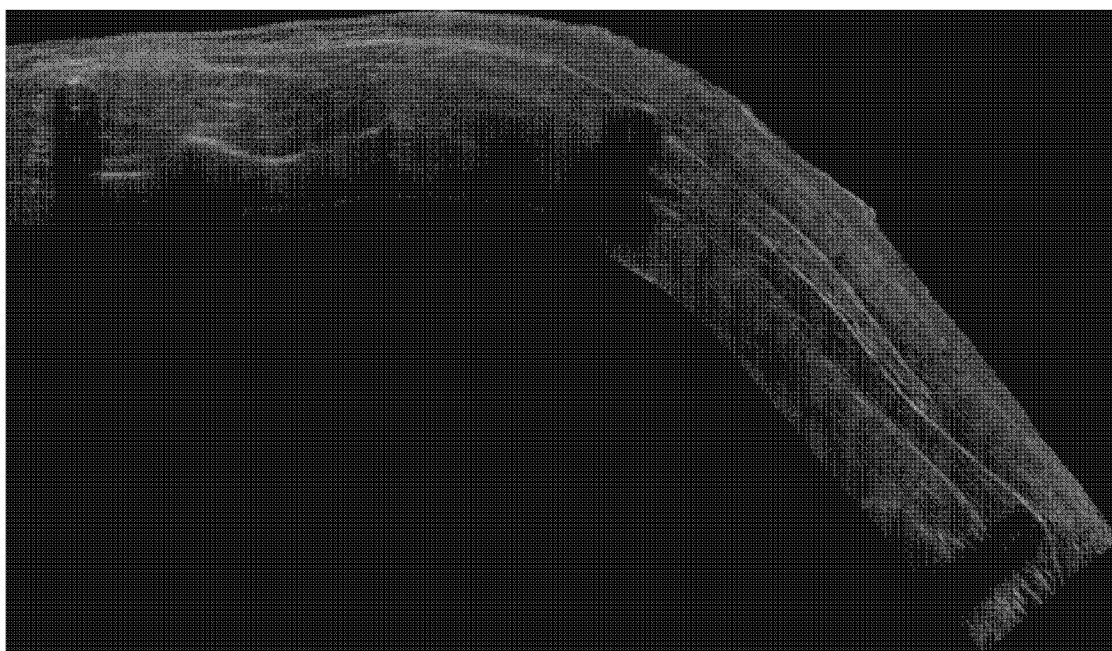


图 6

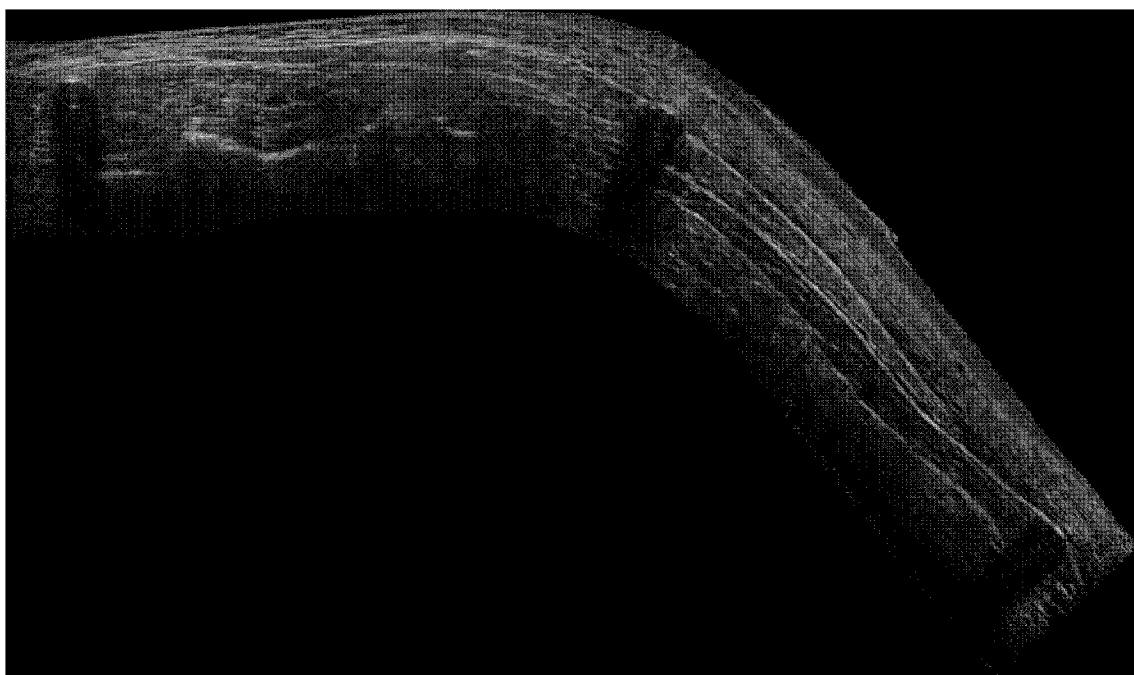


图 7

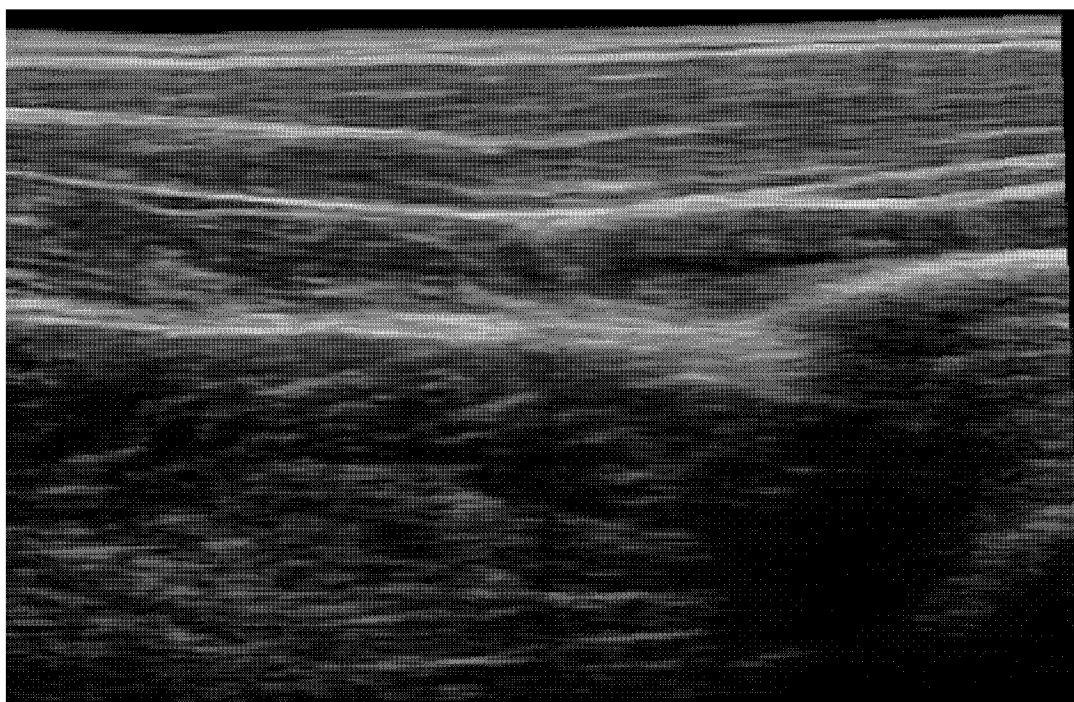


图 8

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种并行的实时医学超声宽景成像方法                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN102274045A</a>                   | 公开(公告)日 | 2011-12-14 |
| 申请号            | CN201110140013.5                               | 申请日     | 2011-05-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 华南理工大学                                         |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 华南理工大学                                         |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 华南理工大学                                         |         |            |
| [标]发明人         | 黄庆华<br>吴君明<br>韦岗                               |         |            |
| 发明人            | 黄庆华<br>吴君明<br>韦岗                               |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                       |         |            |
| 其他公开文献         | CN102274045B                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开了一种并行的实时医学超声宽景成像方法，先采用功能划分的方法，将宽景成像过程中的图像配准和图像拼接划分成两个可以并行执行的过程；又采用域划分的方法，将采集的超声图像序列的图像配准任务划分成多个子任务，把子任务分配给不同的处理器，各个处理器之间相互协同，并行地执行子任务，并且在图像序列配准的同时，一旦得到前面部分图像的全局配准参数，就可以这部分图像进行图像拼接，这种将图像拼接与配准过程重叠缩减了成像的时间，达到实时应用的要求。本发明把并行计算技术应用于超声宽景成像领域，解决了宽景成像等待时间长的问题。本发明使用廉价的计算机构建并行计算环境，可以充分利用计算资源，方法简单，成本低廉。

