



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101557763 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 30

(21) 申请号 200680056176. 2

(22) 申请日 2006. 10. 24

(85) PCT申请进入国家阶段日
2009. 04. 21

(86) PCT申请的申请数据
PCT/CN2006/002845 2006. 10. 24

(87) PCT申请的公布数据
W02008/049269 ZH 2008. 05. 02

(73) 专利权人 海扶宁高强超声技术(北京)有限
公司
地址 100076 中国北京市大兴区西红门镇福
伟路 8 号 4 号楼 1-2 层

(72) 发明人 肖灵 费兴波 张晓明 于晋生
吴晓东

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038
代理人 秦晨

(51) Int. Cl.
A61B 8/08 (2006. 01)
A61N 7/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2006/057911 A2, 2006. 06. 01, 说明书第
6 页第 9 行至第 9 页第 22 行, 附图 1.

US 4865042, 1989. 09. 12, 说明书第 6 栏第
55 行至第 8 栏第 20 行, 附图 1-5.

US 2004/0081269 A1, 2004. 04. 29, 全文.

审查员 彭燕

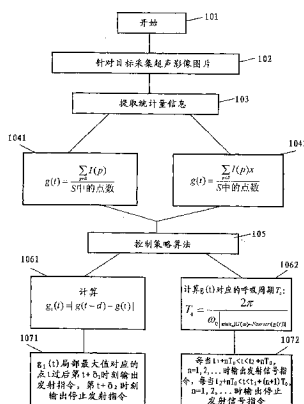
权利要求书 3 页 说明书 4 页 附图 1 页

(54) 发明名称

体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统

(57) 摘要

本发明涉及一种体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统和控制方法, 该系统可以用于目前体外高能聚焦超声波治疗机, 可以在治疗过程中通过观察治疗对象呼吸的情况, 使得超声波能量只在治疗对象呼吸动作的相对平稳的时间段发射, 用以提高治疗过程中的聚焦准确度, 减少正常组织的不必要的破坏程度。



1. 一种用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,该系统包括:
用于寻找治疗目标并检测其移动状态的超声影像系统;
用于采集超声影像图片的采集系统;和
超声波源控制部分,根据采集系统的输出计算治疗对象呼吸造成的治疗区域的移动信息,输出超声波源发射或停止发射的控制指令;

其中,超声波源控制部分利用提取相关区域对应的信息提取有关的统计量信息,所述统计量信息是关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量均值 $g(t)$ 或关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量加权重心 $g(t)$;

所述数值量均值 $g(t) = \frac{\sum_{p \in S} I(p)}{S \text{ 中的点数}}$, 其中 $I(p)$ 表示 t 时刻 S 中 p 点的数值量,

$\sum_{p \in S} I(p)$ 表示 t 时刻 S 中所有点的数值量之和;

所述数值量加权重心 $g(t) = \frac{\sum_{p \in S} I(p)x}{S \text{ 中的点数}}$, 其中 x 是 S 区域中 p 点的某一个坐标,

$\sum_{p \in S} I(p)x$ 表示 t 时刻 S 中所有点的数值量与其坐标的乘积之和。

2. 根据权利要求 1 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,其特征在于,所述超声影像系统为黑白 B-超或彩色多普勒超声成像仪。

3. 根据权利要求 1 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,其特征在于,采集超声影像图片的采集系统,是直接利用黑白 B-超或彩色多普勒超声成像仪的图片输出功能,或是利用专用的图像截获装置、或是利用有关的射频信号生成的专用统计量的二维数字信号。

4. 根据权利要求 1 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,其特征在于,超声波源控制部分包括控制策略软件,该软件用于根据用户需求确定发射状态的用户软件界面、内部运算处理软件和控制超声波源发射指令的输出程序。

5. 根据权利要求 4 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,其特征在于,所述的控制策略软件的算法是首先计算

$$g_1(t) = |g(t-d) - g(t)|$$

其中, d 表示连续图片间隔的时间差,因此, $g_1(t)$ 表示连续两幅图片 $g(t)$ 和 $g(t-d)$ 的数量差的绝对值,

然后指定阈值 δ_1 和 δ_2 以及时间窗口长度 W, 在 W 时间段中 $g_1(t)$ 局部最大值对应的点 t 过后第 $t + \delta_1$ 时刻输出发射指令, 第 $t + \delta_2$ 时刻输出停止发射指令。

6. 根据权利要求 4 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,其特征在于,所述的控制策略软件的算法是首先利用快速富利叶变换的方法计算 $g(t)$ 对应的呼吸周期时间 T_0 ;

$$T_0 = \frac{2\pi}{\omega_0 \left| \max_{\omega} |G(\omega) = \text{Fourier}(g(t))| \right|}$$

其中 $\text{Fourier}(g(t))$ 表示 $g(t)$ 的富利叶变换, 记为 $G(\omega)$; ω_0 是使得在 t 时间段对应的 ω 区域内 $G(\omega)$ 取得最大值,

指定时刻 t_1 和 t_2 , 每当 $t_1+nT_0 < t < t_2+nT_0$, $n = 1, 2, \dots$ 时输出发射信号指令, 当 $t_2+nT_0 < t < t_1+(n+1)T_0$, $n = 1, 2, \dots$ 时输出停止发射信号指令。

7. 一种体外高能聚焦超声波治疗机, 包括:

超声波源; 以及

根据权利要求 1-6 中任一项的用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统。

8. 一种用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制方法, 该方法包括步骤:

寻找治疗目标并检测其移动状态;

采集超声影像图片; 和

根据采集的图片计算治疗对象呼吸造成的治疗区域的移动信息, 输出超声波源发射或停止发射的控制指令;

执行连续图片计算, 从而利用提取相关区域对应的信息提取有关的统计量信息, 所述的统计量信息是关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量均值 $g(t)$ 或关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量加权重心 $g(t)$;

所述数值量均值 $g(t) = \frac{\sum_{p \in S} I(p)}{S \text{ 中的点数}}$, 其中 $I(p)$ 表示 t 时刻 S 中 p 点的数值量,

$\sum_{p \in S} I(p)$ 表示 t 时刻 S 中所有点的数值量之和;

所述数值量加权重心 $g(t) = \frac{\sum_{p \in S} I(p)x}{S \text{ 中的点数}}$, 其中 x 是 S 区域中 p 点的某一个坐标,

$\sum_{p \in S} I(p)x$ 表示 t 时刻 S 中所有点的数值量与其坐标的乘积之和。

9. 根据权利要求 8 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制方法, 其特征在于, 使用黑白 B- 超或彩色多普勒超声成像仪寻找治疗目标并检测其移动状态。

10. 根据权利要求 8 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制方法, 其特征在于, 直接利用黑白 B- 超或彩色多普勒超声成像仪的图片输出功能, 或利用专用的图像截获装置、或利用有关的射频信号生成的专用统计量的二维数字信号来采集超声影像图片。

11. 根据权利要求 8 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制方法, 其特征在于, 执行控制策略算法。

12. 根据权利要求 11 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制方法, 其特征在于, 所述的控制策略算法是首先计算

$$g_1(t) = |g(t-d) - g(t)|$$

其中, d 表示连续图片间隔的时间差, 因此, $g_1(t)$ 表示连续两幅图片 $g(t)$ 和 $g(t-d)$ 的

数量差的绝对值,

然后指定阈值 δ_1 和 δ_2 以及时间窗口长度 W , 在 W 时间段中 $g_1(t)$ 局部最大值对应的点 t 过后第 $t + \delta_1$ 时刻输出发射指令, 第 $t + \delta_2$ 时刻输出停止发射指令。

13. 根据权利要求 11 所述的体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制方法, 其特征在于, 所述的控制策略算法是首先利用快速富利叶变换的方法计算 $g(t)$ 对应的呼吸周期时间 T_0 :

$$T_0 = \frac{2\pi}{\omega_0 \left| \max_{\omega} |G(\omega) = \text{Fourier}(g(t))| \right|}$$

其中 $\text{Fourier}(g(t))$ 表示 $g(t)$ 的富利叶变换, 记为 $G(\omega)$; ω_0 是使得在 t 时间段对应的 ω 区域内 $G(\omega)$ 取得最大值,

指定时刻 t_1 和 t_2 , 每当 $t_1 + nT_0 < t < t_2 + nT_0$, $n = 1, 2, \dots$ 时输出发射信号指令, 当 $t_2 + nT_0 < t < t_1 + (n+1)T_0$, $n = 1, 2, \dots$ 时输出停止发射信号指令。

体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统

发明领域

[0001] 本发明涉及一种体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,该系统可以用于目前体外高能聚焦超声波治疗机,可以在治疗过程中通过观察治疗对象呼吸的情况,使得超声波能量只在治疗对象呼吸动作的相对平稳的时间段发射,用以提高治疗过程中的聚焦准确度,减少正常组织的不必要的破坏程度。

背景技术

[0002] 目前,高能聚焦超声治疗装置是国内外医疗领域的重要装置之一,临床应用已经获得很好的治疗效果。在医疗临床应用中,超声治疗装置一般采用超声成像系统或核磁共振成像系统进行治疗过程中的定位。在治疗过程中,对于治疗对象由于呼吸或其他动作带来的治疗区域误差尚缺乏有效的实时动态控制方法。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提出一种用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,它能够通过提取超声影像数据,确定治疗对象由于呼吸引起的治疗区域移动的时间段,并在该时间段停止发射治疗超声波能量,从而减少超声治疗过程中对正常组织带来的损伤。

[0004] 根据本发明的一个方面,提供一种用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统,该系统包括:用于寻找治疗目标并检测其移动状态的超声影像系统;用于采集超声影像图片的采集系统;和超声波源控制部分,它根据采集系统的输出计算治疗对象呼吸造成的治疗区域的移动信息,输出超声波源发射或停止发射的控制指令。

[0005] 在一个实施例中,超声波源控制部分包括连续图片计算程序,其利用提取相关区域对应的信息提取有关的统计量信息。

[0006] 在一个实施例中,超声波源控制部分包括控制策略软件,该软件包括根据用户需求确定发射状态的用户软件界面、内部运算处理软件和控制超声波源发射指令的输出程序。

[0007] 根据本发明的另一方面,提供一种体外高能聚焦超声波治疗机,包括:

[0008] 超声波源;以及

[0009] 上面描述的用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统。

[0010] 根据本发明的再一方面,提供一种用于体外高能聚焦超声波治疗的精准控制方法,该方法包括:寻找治疗目标并采集其超声影像图片;以及,根据采集的输出计算治疗对象呼吸造成的治疗区域的移动信息,从而输出控制指令,控制超声波源的发射或停止发射。

[0011] 根据本发明的又一方面,提供一种计算机程序产品,当其位于计算机的随机存取存储器中并由处理器执行时,执行如下步骤:使高能聚焦超声治疗装置寻找治疗目标并采集其超声影像图片;以及,根据采集的输出计算治疗对象呼吸造成的治疗区域的移动信息,从而输出控制指令,控制超声波源的发射或停止发射。

附图说明

[0012] 图 1 示出了根据本发明用于体外高能聚焦超声波治疗的精准控制方法的一个实施例的流程图。

具体实施方式

[0013] 本发明设计了一种用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统以及用于体外高能聚焦超声波治疗的精准控制方法。该精准控制系统和精准控制方法主要用于解决由于治疗对象由于呼吸带来的治疗区域的误差移动问题。通过提取超声影像数据,确定治疗对象由于呼吸引起的治疗区域移动的时间段,并在该时间段停止发射治疗超声波能量,从而减少超声治疗过程中对正常组织带来的损伤。

[0014] 本发明设计的用于体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制的系统包括:用于寻找治疗目标并检测其移动状态的超声影像系统;用于采集超声影像图片的采集系统;和超声波源控制部分,该控制部分根据采集系统的输出计算治疗对象呼吸造成的治疗区域的移动信息,输出超声波源发射或停止发射的控制指令。其中超声影像系统主要是利用黑白 B-超或彩色多普勒超声成像仪。通过利用黑白 B-超或彩色多普勒超声成像仪的图片输出功能获取相应的连续超声图像。如果无法直接得到相应超声成像仪器的连续超声图像,也可以是利用专用的图像截获装置如数码内窥镜等。如果有条件能够直接利用超声成像仪器提供的射频信号,可以生成专用统计量的二维数字信号,如采用基于施密特触发器和放大器电路的拓扑(IC1B 和 IC1C)将射频信号转化为表示测量幅度和速度的二维数字信号,在此基础上可以得到更加准确的定位信息。

[0015] 在本发明的一种实施方式中,超声波源控制部分包括连续图片计算程序,其利用提取相关区域对应的信息提取有关的统计量信息。在一种实施方式中,超声波源控制部分还包括控制策略软件,该软件包括根据用户需求确定发射状态的用户软件界面、内部运算处理软件和控制超声波源发射指令的输出程序。

[0016] 具体地说,本发明的超声波源控制部分在获取连续超声图片或专用的二维数字信号的基础上,利用相关区域对应的信息提取有关的统计量信息。同时,该控制部分可以向用户提供必要的用户界面接口,用户界面接口可以由用户输入包括统计量为何值发射信号,统计量为何值时停止发射等参数输入。通过内部运算处理软件,向超声治疗机输出相应的波源控制指令。

[0017] 本发明的控制部分在提供提取统计量信息时可以有两种实施方案。一种是关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量均值 $g(t)$,

[0018]

$$g(t) = \frac{\sum_{p \in S} I(p)}{S \text{ 中的点数}} \quad (1)$$

[0019] 其中 $I(p)$ 表示 t 时刻 S 中 p 点的数值量(例如,可以是其坐标), $\sum_{p \in S} I(p)$ 表示 t 时刻 S 中所有点的数值量之和。

[0020] 另一种方案是关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量加权重心

[0021]

$$g(t) = \frac{\sum_{p \in S} I(p)x}{S \text{中的点数}} \quad (2)$$

[0022] 公式中 x 是 S 区域中 p 点的某一个坐标, $\sum_{p \in S} I(p)x$ 表示 t 时刻 S 中所有点的数值量与其坐标的乘积之和。

[0023] 本发明的控制部分也提供了控制策略软件算法的两种实施方案。第一种实施方案是首先计算

$$g_1(t) = |g(t-d) - g(t)| \quad (3)$$

[0025] 其中, d 表示连续图片间隔的时间差, 因此, $g_1(t)$ 表示连续两幅图片 $g(t)$ 和 $g(t-d)$ 的数量差的绝对值,

[0026] 然后指定阈值 δ_1 和 δ_2 以及时间窗口长度 W , 在 W 时间段中 $g_1(t)$ 局部最大值对应的点 t 过后第 $t + \delta_1$ 时刻输出发射指令, 第 $t + \delta_2$ 时刻输出停止发射指令。

[0027] 控制策略软件算法的另一种实施方案是首先利用快速富利叶变换的方法计算 $g(t)$ 对应的呼吸周期时间 T_0 :

$$T_0 = \frac{2\pi}{\omega_0 \Big|_{\max_{\omega} |G(\omega) = \text{Fourier}(g(t))}} \quad (4)$$

[0029] 其中 $\text{Fourier}(g(t))$ 表示 $g(t)$ 的富利叶变换, 记为 $G(\omega)$; ω_0 是使得在 t 时间段对应的 ω 区域内 $G(\omega)$ 取得最大值,

[0030] 指定时刻 t_1 和 t_2 , 每当 $t_1 + nT_0 < t < t_2 + nT_0$, $n = 1, 2, \dots$ 时输出发射信号指令, 当 $t_2 + nT_0 < t < t_1 + (n+1)T_0$, $n = 1, 2, \dots$ 时输出停止发射信号指令。

[0031] 本发明还提供一种体外高能聚焦超声波治疗机, 其包括超声波源和上面描述的精准控制系统, 所述控制系统的输出包括控制指令, 用于控制超声波源的发射或停止发射。这样, 能够使得超声波能量只在治疗对象呼吸动作的相对平稳的时间段发射, 用以提高治疗过程中的聚焦准确度, 减少正常组织的不必要的破坏程度。

[0032] 图 1 示出了根据本发明用于体外高能聚焦超声波治疗的精准控制方法的一个实施例的流程图。

[0033] 该方法过程从步骤 101 开始, 首先, 利用例如超声影像系统和采集系统针对目标采集超声影像图像 (步骤 102)。然后, 控制超声波源的控制部分利用提取相关区域对应的信息提取有关的统计量信息 (步骤 103)。

[0034] 在提取有关的统计量信息时, 根据本发明的一个具体的实施例, 可以执行如下的任一种方案: (A) 一种是关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量均值, 采用公式 (1) 的方法 (步骤 1041); (B) 另一种方案是关注目标区域 S 在相应时刻 t 的数值量加权重心, 采用公式 (2) 的方法 (步骤 1042)。

[0035] 然后, 过程进行到步骤 105, 即控制部分执行控制策略算法。

[0036] 根据本发明的一个具体的实施例, 控制策略算法可以执行如下两种方案中的任一种方案: (A) 第一种方案是首先计算 $g_1(t) = |g(t-d) - g(t)|$ (见公式 (3)) (步骤 1061), 然后指定阈值 δ_1 和 δ_2 以及时间窗口长度 W , 在 W 时间段中 $g_1(t)$ 局部最大值对应的点 t 过后第 $t + \delta_1$ 时刻输出发射指令, 第 $t + \delta_2$ 时刻输出停止发射指令 (步骤 1071);

(B) 另一种方案是首先利用快速富利叶变换的方法计算 $g(t)$ 对应的呼吸周期时间 T_0 :

$$T_0 = \frac{2\pi}{\omega_0 \Big|_{\max_{\omega} |G(\omega)=\text{Fourier}(g(t))|}} \quad (\text{见公式 (4)}) \quad (\text{步骤 1062}), \text{ 然后指定时刻 } t_1 \text{ 和 } t_2, \text{ 每当}$$

$t_1+nT_0 < t < t_2+nT_0, n = 1, 2, \dots$ 时输出发射信号指令, 当 $t_2+nT_0 < t < t_1+(n+1)T_0, n = 1, 2, \dots$ 时输出停止发射信号指令 (步骤 1072)。

[0037] 在本发明的一个实施例中, 高能聚焦超声治疗装置具有随机存取存储器 (RAM) 和执行其中的程序的 CPU 或 MPU, 该 RAM 可以接收并存储计算机程序和应用程序作为临时和 / 或非易失性状态的计算机可读指令。高能聚焦超声治疗装置可以进一步具有从硬盘读取和写入到其中的硬盘驱动器、从磁盘读取和写入到其中的磁盘驱动器和 / 或从光盘读取和写入到其中的光盘驱动器。存储介质的实例包括但不限于 :CD-ROM、磁光盘、ROM、RAM、EPROM、EEPROM、高速闪存、磁或光卡、DVD 或适合于存储电子指令的任何类型的媒介。本领域普通技术人员将会理解到一种或多种这种存储器、驱动器和它们相应的媒介都是存储计算机可读指令的计算机程序产品的实例, 当这些程序产品被 CPU 或 MPU 执行时, 它们可以执行本发明的方法步骤的全部或其一部分。这些程序产品的执行或程序产品本身也作为本发明的实施例。

[0038] 对于在计算机领域中的普通人员显然的是, 使用根据本发明的教导编程的常规通用数字计算机也可以方便地实施本发明。即, 当计算机装载并执行适当的软件代码或程序时, 这些适当的软件代码或程序可以执行本发明的方法步骤的全部或其一部分。这些程序的执行或程序本身也作为本发明的实施例。基于本发明的教导普通技术人员容易地制备的适当的软件代码或程序对于在软件领域的普通技术人员来说是显然的。具体地说, 本领域的普通技术人员将会认识到, 可以以许多种计算机语言 (包括但不限于 :C、C++、Fortran、Basic 等) 编写控制本发明的高能聚焦超声治疗装置的操作的计算机程序产品。对本领域普通技术人员很显然的是, 通过制备专用集成电路或者通过与常规部件电路的适当网络互连也可以实施本发明。

[0039] 应该理解的是, 这里描述的具体实施例并不是要将本发明限制为所公开的具体形式。本发明包括附加的权利要求书所限定的本发明的精神和范围内的所有修改、等同物和可选方案。

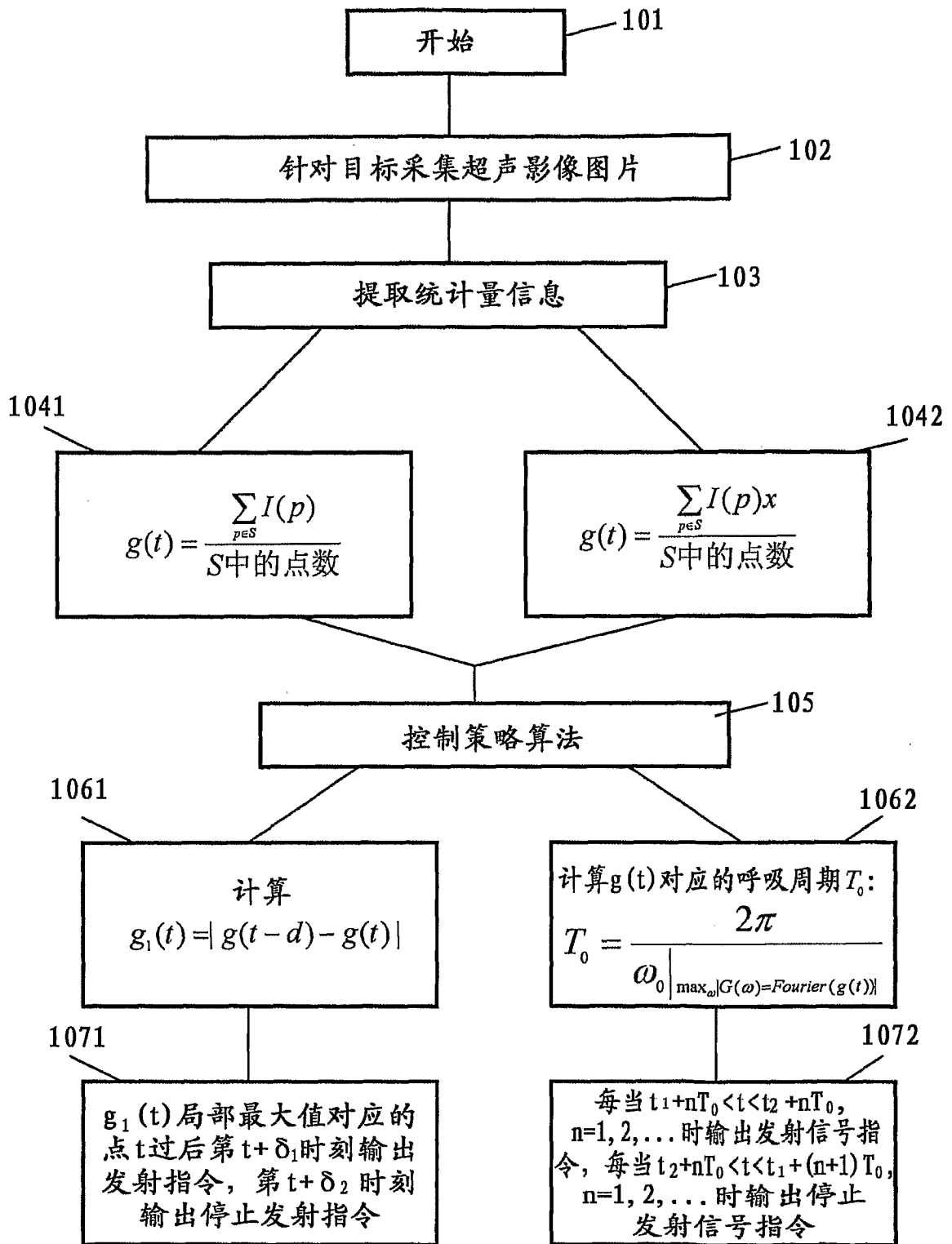


Fig. 1

专利名称(译)	体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统		
公开(公告)号	CN101557763B	公开(公告)日	2011-11-30
申请号	CN200680056176.2	申请日	2006-10-24
[标]发明人	肖灵 费兴波 张晓明 于晋生 吴晓东		
发明人	肖灵 费兴波 张晓明 于晋生 吴晓东		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/00		
CPC分类号	A61B2019/5276 A61B8/08 A61N7/02 A61B2090/378		
代理人(译)	秦晨		
审查员(译)	彭燕		
其他公开文献	CN101557763A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种体外高能聚焦超声波治疗机的精准控制系统和控制方法，该系统可以用于目前体外高能聚焦超声波治疗机，可以在治疗过程中通过观察治疗对象呼吸的情况，使得超声波能量只在治疗对象呼吸动作的相对平稳的时间段发射，用以提高治疗过程中的聚焦准确度，减少正常组织的不必要的破坏程度。

