[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 17/225 (2006.01)
A61B 17/22 (2006.01)
A61N 7/02 (2006.01)
A61N 7/00 (2006.01)
A61H 23/00 (2006.01)
G10K 11/00 (2006.01)

[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610138753.4

[43] 公开日 2007 年 8 月 8 日

[11] 公开号 CN 101011278A

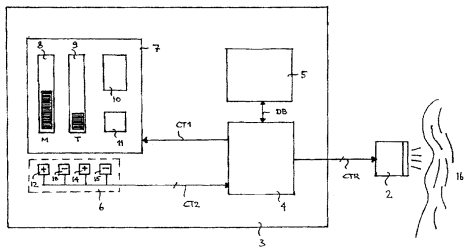
[22] 申请日 2006.11.13
[21] 申请号 200610138753.4
[30] 优先权
[32] 2005.11.11 [33] DE [31] 102005053918.1
[71] 申请人 齐默医疗系统有限公司
地址 德国纽 - 乌尔姆
[72] 发明人 伯尔德·齐默
[74] 专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司
代理人 陆 弋 朱登河
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 4 页

[54] 发明名称

用于将超声波注入到组织中的方法和设备

[57] 摘要

本发明提供一种用于驱动注入装置的方法，该注入装置用于向组织(16)中进行超声波注入，所述超声波注入在组织(16)中具有预定的热效应(T)和预定的机械效应(M)的，其中，超声波脉冲(P)被连续注入，每个超声波脉冲(P)具有脉冲宽度(T1)，超声波脉冲(P)的占空比(T1/T2)被设置为超声波的热效应和机械效应(T，M)的函数。



1、一种用于驱动注入装置（2）的方法，该注入装置（2）用于向组织（16）中进行超声波注入，所述超声波注入在所述组织（16）中具有预定的热效应（T）和预定的机械效应（M），其中，超声波脉冲（P）被连续注入，每个所述超声波脉冲（P）具有脉冲宽度（T1），并且所述超声波脉冲（P）的占空比（T1/T2）被设置为所述超声波的热效应和机械效应（T，M）的函数。

2、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，下列方法步骤被执行:

（a）针对所述机械效应预定机械效应参数（P_{peak}）;

（b）针对所述热效应预定热效应参数（P_{eff}）;

（c）将所述占空比（T1/T2）定义为所述机械效应参数（P_{peak}）和所述热效应参数（P_{eff}）的函数；和

（d）根据所述定义的占空比（T1/T2），开启和关闭用于注入所述超声波脉冲的所述注入装置。

3、根据权利要求1或2所述的方法，其特征在于，所发射的超声波功率的幅度（P_{peak}）被使用作为所述机械效应参数。

4、根据权利要求1到3中的至少一项所述的方法，其特征在于，被有效发射的所述超声波功率（P_{eff}）被使用作为所述热效应参数。

5、根据权利要求1到4中的至少一项所述的方法，其特征在于，从所述预定的机械效应来确定最大热效应。

6、根据权利要求1到5中的至少一项所述的方法，其特征在于，所述超声波脉冲处于不同的超声波频率（f1，f2）。

7、一种用于驱动注入装置（2）的方法，该注入装置（2）用于向组织（16）中进行超声波注入，所述超声波注入在所述组织（16）中的预定的组织深度（z）处具有预定的热效应（T），其中超声波脉冲（P1，P2）被连续注入，所述超声波脉冲（P1，P2）具有相应的脉冲宽度（TP1，TP2）并处于相应的超声波频率

（f1，f2），所述超声波脉冲（P1，P2）的脉冲宽度比（TP1/TP2）被设置为所述预定的组织深度（z）和所述超声波频率（f1，f2）的函数。

8、根据权利要求7所述的方法，其特征在于，下列方法步骤被执行：

（a）针对所述组织（16）中的超声波的热效应预定组织深度（Z（TG））；

（b）预定至少一个第一超声波频率和至少一个第二超声波频率（f1，f2），其中每个超声波频率（f1，f2）与所述组织（16）中的相应的穿透深度（Z（TP1），Z（TP2））相关联；

（c）将所述脉冲宽度比（TP1/TP2）定义为所述热效应（T）和所述相关联的穿透深度（Z（TP1），Z（TP2））的函数；和

（d）根据所述定义的脉冲宽度比（TP1/TP2），开启和关闭用于顺序注入所述超声波脉冲（P1，P2）的所述注入装置（2）。

9、根据权利要求6到8中的至少一项所述的方法，其特征在于：每个超声波频率（f1，f2）与所述组织中的相应的穿透深度相关联；并且两个不同的超声波频率（f1，f2）以如下方式被选择，该方式使得预定的处理深度区域位于所述组织中的所述两个相关联的穿透深度之间。

10、根据权利要求6到9中的至少一项所述的方法，其特征在于，所述不同的超声波频率（f1，f2）的频率比（f1/f2）以如下方式被选择，该方式使得在所述组织中的预定处理深度（z）被实现。

11、根据权利要求1到10中的至少一项所述的方法，其特征在于，所述占空比被设置为一致。

12、根据权利要求1到11中的至少一项所述的方法，其特征在于，所述热效应参数、所述机械效应参数、所述占空比、所述频率比、和/或所述处理深度，通过显示器（7）进行显示。

13、根据权利要求1到12中的至少一项所述的方法，其特征在于，针对预定的治疗形式的相应的占空比、脉冲宽度、频率比和/或幅度、和/或组织类型，被存储于数据库（5）中。

14、一种用于向组织（16）中进行超声波注入的设备（1），其具有：

（a）输入装置（6），其用于对所述组织（16）中的所述超声波的至少一个机械效应和热效应（M，T）和/或处理深度（z）进行设置；

（b）控制装置（4），该控制装置（4）以如下方式被设计，该方式使得根据权利要求1到13中的至少一项所述的方法得到执行，其中，针对超声波脉冲的占空比（T1/T2）、脉冲宽度比（TP1/TP2）、和/或频率比（f1/f2）被确定，并且所述控制装置（4）产生适合的控制信号（CTR）；

（c）至少一个超声波头（2），该头（2）作为所述控制信号（CTR）的函数被开启和关闭，并发射超声波脉冲。

15、根据权利要求14所述的设备（1），其特征在于，针对所选择的所述机械效应、所述热效应和/或所述处理深度（z），设有至少一个显示装置（8，9，10，11）。

16、根据权利要求14或15所述的设备（1），其特征在于，所述超声波头（2）的形式为多频头。

17、根据权利要求14到16中的至少一项所述的设备（1），其特征在于，存储装置（5）被提供，该存储装置（5）被连接到所述控制装置（4），并且预设用于所选择的机械效应和热效应的占空比和超声波频率细节，以及治疗形式和组织类型。

18、根据权利要求14到17中的至少一项所述的设备（1），其特征在于，所述控制装置（4）使用预定的确定算法来确定所述占空比（T1/T2）。

19、一种具有计算机程序的计算机程序产品，所述计算机程序以机器可识别的方式存储于存储装置中，并使得根据权利要求1到13中的一项所述的方法在计算机上被执行，其中所述计算机通过界面发射针对注入装置的控制信号。

用于将超声波注入到组织中的方法和设备

技术领域

本发明涉及一种使用超声波脉冲将超声波注入到待处理的组织部分中的方法和设备。

背景技术

在医疗技术中，超声波一方面被用作用于描绘过程的诊断辅助，而另一方面还用于治疗。超声波在组织中产生表现为振动和热的密度波。因此，超声波注入一方面在软组织中实现类似于微型按摩的机械效应，而且在此过程中，例如，刺激了组织荷尔蒙的释放并影响新陈代谢和肌肉状态。这种治疗超声波的机械部分的刺激效应能够对组织再生具有积极影响。所述治疗超声波的热部分导致组织加热，其例如用在热治疗期间。

治疗超声波能够连续使用也能以脉冲形式使用。在连续注入的情况下，适合的振荡发生器以预定的超声波频率连续地产生超声波。在受脉冲作用的超声波的情况中，超声波脉冲产生。这种超声波脉冲在具有时域中的脉冲宽度和脉冲长度，同时所述超声波以相应的超声波频率被注入。

此后是注入暂停的时间间隔，在该时间间隔中不进行任何注入。每单位时间的这种超声波脉冲的数目得出了脉冲重复频率。注入暂停变为零的极限情况，导致了连续的超声波。

在这种情况下，注入超声波的治疗效应具体而言依赖于所选择的超声波频率、应用持续时间、以及注入的超声波脉冲的性质。通过示例，可能的脉冲参数为：脉冲宽度、脉冲长度、超声波频率、超声波幅度、和脉冲重复频率。在这种情况下，实施这种治疗的人员必须确定所述治疗超声波须使用的功率和信号形式，而某些情况下这是难以估计的。在组织中通过超声波应用

而进行的对处理深度的精确设置，也常常是困难的。

以往已经给出了如下建议，即，在同一时间从多个超声波发射器将不同超声波频率的超声波能量注入到待处理的组织中。DE 103 06 795 A1 公开了一种相应的超声波装置，其中，不同频率的多个超声波束在同一时间作用于组织中的同一聚焦区域。不过，这引发了高度操作复杂性的缺点，原因在于使用了多个超声波源，而且是由人员来执行治疗操作，这个人员必须自己确定大量的参数，例如频率、脉冲长度和注入功率。

发明内容

因此，本发明的一个目的是提供一种用于超声波注入的方法，其能够通过执行治疗的人员来特别容易地匹配相应的治疗需要。本发明的进一步的目标是允许对处理深度进行灵活调节。

这个目的可通过根据专利权利要求 1 的将超声波注入组织中的方法来实现，这个目的也可通过具有专利权利要求 14 的特征的用于将超声波注入组织的设备来实现。

这些权利要求提出了一种用于驱动注入装置的方法，该注入装置用于向组织中进行超声波注入，该超声波注入在该组织中具有预定的热效应和预定的机械效应，超声波脉冲被连续注入，每个所述超声波脉冲具有脉冲宽度，所述超声波脉冲的占空比被设置为所述超声波的热效应和机械效应的函数。

根据本发明，执行治疗的相应的人员，能够根据其治疗需求，预设待处理的组织中的热效应和所需的机械效应。

根据本发明，超声波脉冲然后被连续注入到所述组织中，其中，具体地，这些超声波脉冲的占空比被自动确定，所述占空比确切地说是：周期持续时间与当超声波基于周期性脉冲被发射时超声波功率被注入的时间的比。具有适合振荡发生器的超声波头即为所知的注入装置。具有压电振荡发生器的拾音头也常常被使用。

在根据本发明的方法的一种优选实施方式中，执行以下步骤：

为所述机械效应预定机械效应参数;

为所述热效应预定热效应参数;

将所述占空比定义为所述机械效应参数和所述热效应参数的函数;和

通过所限定的占空比,启动和关闭用于注入所述超声波脉冲的注入装置。

根据本发明,通过将所述注入装置在打开(on)和中断(off)直径转换,或通过使所述注入装置有效和无效,脉冲宽度和序列得以实现。

在这种情况下,发射超声波功率的幅度被优选地用作所述机械效应参数。该参数通常以 W/cm^2 表述,并基本上取决于所述声波的幅度。所述超声波的该机械部分的生理效应,是基于组织中的可逆微气穴(reversible microcavitation)和液体移动。因此,所述幅度为有利的机械效应参数,其能够被执行治疗的人员清楚地理解。

被有效发射到组织中的超声波功率被优选地用作热效应参数。来自注入超声波的通常转化为摩擦的的功率,导致 Braunian 运动和分子摩擦增加,因而导致组织中的温度增加。相应的加热不仅取决于超声波的幅度,而且取决于频率、引进的总能量、以及应用持续时间。

可能的最大热效应优选地从所预定的机械效应或相应的效应参数来确定。

在根据本发明的用于注入超声波的方法的一种扩展中,所述超声波脉冲处于不同的超声波频率。以根据本发明进行控制的相应的占空比连续注入的所述超声波脉冲,允许对穿透深度的特别精确的确定,以及一种能够根据超声波的热效应、机械效应和局部效应进行容易地调节的治疗形式。

根据本发明的用于驱动注入装置的方法的一种可选的实施例中,该注入装置用于向组织中进行超声波注入,该超声波注入在该组织中的预定的组织深度处具有预定的热效应,超声波脉冲被连续注入,所述超声波脉冲具有相应的脉冲宽度并处于相应的超声波频率,所述超声波脉冲的脉冲宽度比被设置为所述预定的组织深度和所述超声波频率的函数。

以下方法步骤因此被优选地执行:

a）针对所述组织中的超声波的热效应预定组织深度；

b）预定至少一个第一超声波频率和至少一个第二超声波频率，每个超声波频率与所述组织中的相应的穿透深度相关联；

c）将所述脉冲宽度比定义为所述热效应和所述相关联的穿透深度的函数；和

d）通过所述限定的脉冲宽度比，开启和关闭用于连续注入所述超声波脉冲的所述注入装置。

在这种情况下，每个超声波频率被优选地与所述组织中的相应的穿透深度相关联；选择两个不同的超声波频率，所述选择的方式使得预定的处理深度区域位于所述组织中所述两个相关联的穿透深度之间。

特别优选地，选择所述不同的超声波频率的频率比，所述选择的方式使得在所述组织中完成预定的处理深度。根据本发明，不同频率的多个超声波脉冲的顺序注入，具有特别的优点，即，在实际应用中，不需要增大治疗期间实现多个处理深度的所需的超声波功率。当仅有一个单个固定的预定的超声波频率以脉冲形式被注入时，情况也相同。

所述热效应参数、所述机械效应参数、所述占空比、所述频率比、和/或所述处理深度，被优选地显示在显示器上。

在所述方法的一个特别优选的实施例中，相应的占空比、脉冲宽度、频率比、幅度、和/或组织类型，被存储于数据库中。因此，根据本发明的方法允许基于所述治疗需求的特别简单和具体的处理，其基本上包括所需的热效应和机械效应，并可取决于将被处理的相应的体部分。

本发明还提供一种用于将超声波注入组织中的设备，其具有：输入装置，其用于对于所述组织中的所述超声波的至少一个机械效应、至少一个热效应、和/或处理深度进行设置；控制装置，其确定超声波脉冲的占空比、脉冲宽度比、和/或频率比，并产生适合的控制信号；以及至少一个超声波头，其作为所述控制信号的函数而被开启和关闭，并发射超声波脉冲。

在这种情况下，所述控制装置执行根据本发明的用于注入超声波的方法。

在这种情况下，至少一个显示装置被优选地针对所选择的机械效应和/或热效应予以提供。因此，显示装置，例如以条形图表的形式，能够为执行所述治疗的人员可靠地指示所选择的或预定的机械效应和热效应参数，这些参数用于内部限定的所述超声波脉冲的占空比和/或频率比。这样，相应的超声波应用被允许进行特别简单和清楚的控制。

所述超声波头的形式优选为多频头。

在一种优选实施例中，提供一种存储装置，其连接到所述控制装置，并用于存储治疗形式和组织类型，用于所选的机械效应的占空比和超声波频率细节。因此，有可能将适合的参数设置进行编程，所述参数设置相关于占空比、频率、以及用于任意所需的热效应和机械效应的组合的可能的更多参数。在这种情况下，一方面，也可能使用由系列实验获得的经验值，或者，可选地，所述控制装置使用预定的确定算法来计算所述占空比。所述热效应和机械效应，以一种优选的方式，通过使所述占空比正比于所述机械效应与所述热效应参数之间的比，关联到占空比。

本发明还涉及一种具有计算机程序的计算机程序产品，所述计算机程序以机器可识别的方式存储于存储装置中，并使得根据本发明的方法在计算机中被执行，其中所述计算机通过界面发射用于注入装置的控制信号。计算机程序产品可为，例如，软盘，只读光盘（CD－ROM），或其他存储介质，这些存储介质以数码形式提供根据本发明的用于计算机可实现的执行的方法步骤。

附图说明

本发明的进一步的优点的细化和展开，体现在各从属权利要求主题内容中和将参照附图在以下正文中进行描述的多个示例性的实施例中，所述附图为：

图 1 显示了根据本发明的用于超声波注入的设备的结构图；

图 2 显示了超声波脉冲的信号波形的示例；

图 3A－3C 显示了根据本发明的用于超声波注入的方法的流程图；

图 4 显示了根据本发明产生的超声波脉冲的示意说明。

除非进行相反的申明，否则在各个附图中，同一元件或功能一致的元件，被提供以相同的参考标号。

具体实施方式

图 1 显示了根据本发明的用于超声波注入的设备的结构图。在这里所描述的示例性的实施例中，设备 1 具有超声波头（head）2，其连接到控制器 3。控制器 3 举例而言可以采用计算机执行的形式，并将控制信号 CTR 提供到超声波头 2，超声波头 2 进而发射超声波到组织 16 中。

所述控制器具有控制装置 4，其通过适合的总线（DB）连接到存储器 5。也提供了输入装置 6，利用输入装置 6，例如通过执行所述治疗的人员，针对相应的超声波治疗所需的机械效应参数和所需的热效应参数能够被引入，。显示装置 7 使用诸如条形图表 8、9 来显示所选择的效应参数，并进一步具有指示器或显示器 10，11，利用指示器或显示器 10，11，举例而言，可以显示穿透深度，超声波到组织 16 的结合（coupling），或涉及具体超声波治疗的进一步细节。显示装置 7 和输入装置 6 通过适合的控制线路 CT1 和 CT2 连接到控制装置 4。在这种情况下，两个条形图表 8、9 向操作员或执行所述治疗的人员显示了：在接受治疗的组织 16 上所选择的热生理效应 T，其形式为有效功率 P_{eff}，其适合的单位为例如 W/cm^2；以及在待照射的组织 16 上所选择的机械生理效应 M，其形式为功率幅度 P_{peak}，其同样地以 W/cm^2 为单位。同样地，可设置所需的穿透深度，以及总体处理持续时间。

依靠所述效应参数 P_{eff} 和 P_{peak}，控制装置 4 计算或确定用于在一定频率下进行超声波脉冲发射的的有利的若干占空比（duty ratio），所述频率同样被预定。在这种情况下，通过示例，关联表格被存储于存储器 5 中，并且与以下参数的组合发生联系，即，具有相应占空比 T1/T2 的超声波频率、有效功率 P_{eff} 和最大功率幅度 P_{peak}。

通过示例，图 2 描述了超声波脉冲 P 的一种可能的时间序列。超声波头

2 发射具有周期长度 T2 的超声波脉冲 P，其中，在诸如 800Hz 的预定频率下的一个超声波脉冲在时间 T1 中被发射。随之而来的是无超声波发射的时间段 T3。比率 T1/T2 表示占空比。

图 3A－3C 显示了根据本发明的方法的流程图。该方法的步骤和计算步骤基本上由用于控制器 3 的控制装置 4 执行，该执行过程如图 3A－3C 所示。用于执行治疗超声波应用的主要步骤显示在序列 S0－S6 中。

所述超声波治疗始于步骤 S0。步骤 S1 包括对旨在通过所述超声波治疗而实现的所需的机械效应所进行的设置。图 3B 显示相应的步骤 S10－S14。执行所述治疗的人员在步骤 S10 中输入机械效应 M，该操作是通过输入装置 6 的键 12，13 进行的（步骤 S11），机械效应 M 同时被有质量地显示为显示器 7 上的条形图表 8。执行所述治疗的人员然后输入待注入的功率幅度 P_{peak}。由此产生的超声波功率在步骤 S12 中从功率幅度 P_{peak} 被确定，并在步骤 S13 中被更新。可能的最大热效应在步骤 S14 中被确定，并从有效功率 P_{eff} 获得，有效功率 P_{eff} 又取决于所选择的幅度 P_{peak}。

所需的热效应 T 是基于将发射到组织中的功率在下一个步骤 S2 中选择的，所述功率由执行所述治疗的人员选择。所需的热效应 T 作为形式为 P_{eff} 的热效应参数在步骤 S20 中被输入。该热效应 T 在步骤 S21 中被从输入装置 6 传输到控制装置 4。适合的有效功率从所述所选择的所需功率或剂量（dose）中被确定（步骤 S22）。

在下一个步骤 S23 中，控制装置 4 确定用于脉冲超声波注入的适合的占空比 T1/T2。在这种情况下，所述比 P_{peak}/P_{eff} 对应于占空比 T1/T2。考虑了相应的超声波频率的热效应 T 和机械效应 M 与占空比 T1/T2 的对应关联，存储于存储器 5 中。最后，以这种方式确定的超声波频率和占空比 T1/T2 的组合在步骤 S24 中被更新，并通过控制信号 CTR 被传输到超声波头 2。

这样，现在就实现了完全对应于操作员治疗需求的超声波脉冲注入，而无需操作员或执行所述治疗的人员特别考虑脉冲序列必须针对占空比 T1/T2 如何设置。

如果在步骤 S3 的治疗期间由于所选择的效应参数的变化使得机械效应 M 变化，则也会导致所需的热效应 T 由于效应参数的变化而被改变或更新，而再次导致图 3C 中所示的序列。

一旦接受治疗的组织已经被适合地照射，则所述治疗结束（步骤 S5），所述超声波注入中止（步骤 S6）。

图 3A 中所示步骤，具体而言，对相应的机械效应和热效应的更新（步骤 S3 和 S4），也能够以程序化的形式被执行，使得控制装置 4 从存储器 5 中读取适合的治疗序列，并通过超声波头 2 注入超声波。在这种情况下，在步骤 S5 中可执行检查，以确定是否已经执行了所有的治疗步骤，或是否应再次执行步骤 S3 - S4。

为实现执行治疗的目的，除了从适合的效应参数中针对执行治疗的目的自动确定和选择占空比 T1/T2 以外，根据机械效应 M 和热效应 T，本发明还提供一种特别好的将获得的深度效应，并提供将特别通过不同频率的超声波脉冲发射进行照射的处理深度的预定范围。

超声波的穿透深度 Z 基本上取决于所选择的超声波频率 f，并通常随着所述频率的增大而减小。3dB 深度的表达是指，在组织中超声波照射的强度 I（z）已降低了 50％。在 800kHz，在肌肉组织中的超声波强度在大约 2.9cm 之后会降低到 50％。然而，这种 3dB 深度在 3MHz 时仅为 0.77cm。这种强度的降低，作为所述组织深度的函数，通常基于一种指数关系，即：

$$I(z) = I_0 e^{-\alpha \cdot f \cdot z} \qquad \text{（公式 1）}$$

I_0 为当深度 z = 0 时的有效值，α 为组织相关的衰减参数，而 f 为超声波频率。

针对作为注入超声波的结果的在组织深度 z 处的热生成，可以显示的是，对于每个需要加热的组织深度，存在一个最佳的超声波频率。所产生的热取决于功率密度的减小，该功率密度为组织深度和超声波频率的函数。在这种情况下，较之在低频处，在高频处可以将更多的功率转换为热，直到特

定的深度，例如在骨骼肌肉组织情况下，该深度为 2cm。不过，组织深度如果超过 2cm，较低频率较之较高频率产生更多的热。产生最大热量的组织深度因此能够通过超声波频率的调节进行选择。

通常，在 0.5－1.5MHz 之间的较低频率，在相对大深度的热生成的方面，具有最佳效应。在从 3MHz 起的频率处，最佳深度在 1cm 的量级，并仍然只是略微取决于频率。本申请人的研究已经显示，在 0.7－2.5MHz 之间的优选频率范围，对于通过超声波产生的热而言，是一种优良的设置。

超声波振荡器和用于发射超声波的超声波头，通常被设计用于单一超声波频率。不过，通常也可以从超声波头发射这种基本频率的整数倍频率。通常的频率为 800kHz 的倍数，即 1.6MHz 和 2.4MHz。在这种情况下，针对热生成的最佳深度，在 0.8MHz 处为 4.17cm，在 2.4MHz 处为 1.39cm。不过，为了有效处理位于具有由超声波应用带来的热的这些深度中的组织层，不得不在 0.8－2.4MHz 之间可能地产生一个中间值。这通常是不可能的。

为了模拟针对超声波产生的热的最佳深度，本发明现在提供超声波脉冲，该超声波脉冲以 0.8MHz 的基本频率和三倍于该基本频率，即 2.4MHz 被交替注入。如果注入频率之间的切换快于组织中的热时间常数发生，则导致在极限深度 1.39cm 与 4.17cm 之间的深度处的热转换的最佳深度。所述热时间常数预定了一个时间，在该时间中，由于热损失导致热存储区的温度仍仅为初始温度的大约 63％，所述热存储区例如为在这种情况下的组织区域。

例如，为了模拟针对 2.78cm 的热生成的最佳深度，超声波脉冲例如在 0.8MHz 下注入一秒钟，根据本发明，接着交替地在 2.4MHz 下注入一秒钟。这导致最佳深度为 2.78cm =（4.17cm + 1.39cm）/2。在这种简单的情况下，对于每种超声波脉冲，所述占空比为 T1/T2 = 1。理论上，所需的处理深度能够使用下面的公式进行选择:

$$Z(TG) = (1/TG)[Z(TP1) \cdot TP1 + Z(TP2) \cdot TP2] \quad (公式\ 2)$$

在这种情况下，Z（TG）为所需的处理深度，TG = TP1 + TP2，为根据本发明的超声波周期的持续时间，TP1 和 TP2 为在相应的频率 f1 和 f2 下的

两种超声波脉冲 P1 和 P2 的脉冲长度。Z（TP1）为最佳有效深度，即对应于超声波脉冲 P1 的最大功率密度转换为热的组织深度，而类似地，Z（TP2）对应于 TP2。

图 4 显示了根据本发明形成的相应的超声波脉冲序列。为实现基于公式 2 的处理深度，交替提供了具有相应的脉冲持续时间 TP1 和 TP2 以及相应的频率 f1 和 f2 的超声波脉冲 P1 和 P2。图 4 进一步显示了针对超声波脉冲 P1 和 P2 的相应的不等于 1 的占空比。

这样，根据本发明，不仅可以精确设置处理深度，还可以精确设置用于治疗的所需热效应和机械效应。为了在处理深度执行治疗，操作员只需在控制器上输入效应参数和处理深度，所述处理深度由使用者预定，并通常通过使用由超声波头所预定的频率来进行预定。根据本发明，此后由控制器 3 确定相应的超声波脉冲长度、频率和占空比。

具体而言，本发明可以用一种特别简单的方式实现由执行治疗的人员所确定用于超声波治疗的需求。为了限定所需的处理深度，待注入的超声波脉冲的占空比以及脉冲持续时间和频率的确定，被自动执行。根据本发明，用于顺序注入不同频率下的超声波脉冲的方法，可以限定连续变化的处理深度，甚至当仅提供了有限数量的不同超声波频率时。因此，也可以减少在治疗实际应用中所需的超声波头的数目。

虽然本发明已经参照优选的示例性的实施例进行了更详细的说明，但本发明并不限于此，而是能够以多种方式进行修改。所描述的信号波形应该仅仅被认为是示例。可使用不同的超声波频率，当然，也可使用不同的公知的显示装置用于所述效应参数。源自 P_{peak} 和 P_{eff} 的各种变量也可用作效应参数，例如相应的发射功率，其单位为 J/cm^2。具体而言，根据本发明的控制器也能够直接产生具有根据本发明的信号波形的超声波信号。在这种情况下，所述控制信号自身也能够被理解为超声波信号。一种本发明的计算机可实现的实施方式，作为一种计算机程序，当然也是可能的。

参考标号列表

S1－S24 方法步骤

CT1、CT2、CTR 控制信号

DB 数据总线

M 机械效应参数

T 热效应参数

P1、P2 超声波脉冲

T1、T2 时间持续时间

TP1、TP2 脉冲持续时间

TG 周期持续时间

1 用于产生超声波的设备

2 超声波头

3 控制器

4 控制装置

5 存储器

6 输入装置

7 显示装置

8、9 条形图标

10、11 显示器

12、13 键

14、15 键

16 组织

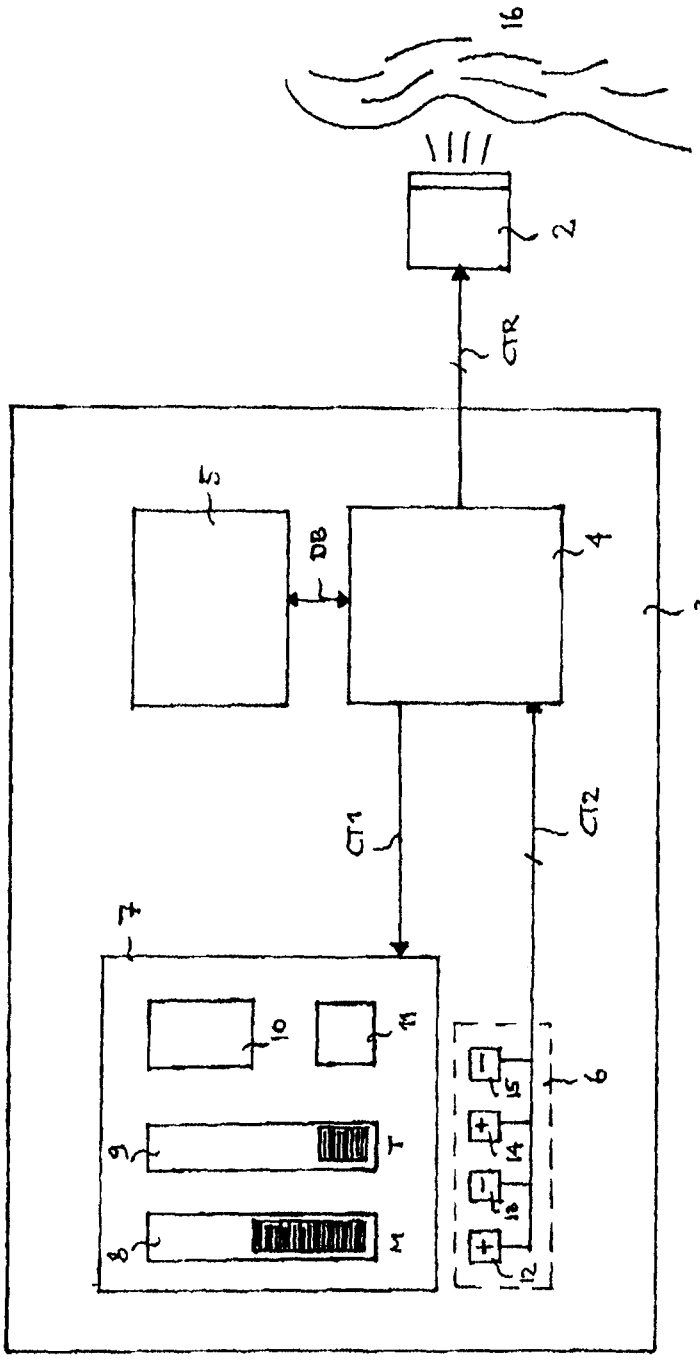


图 1

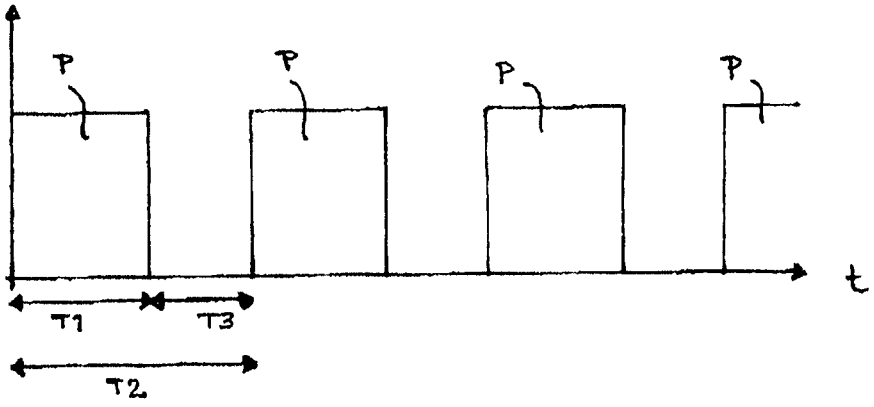


图 2

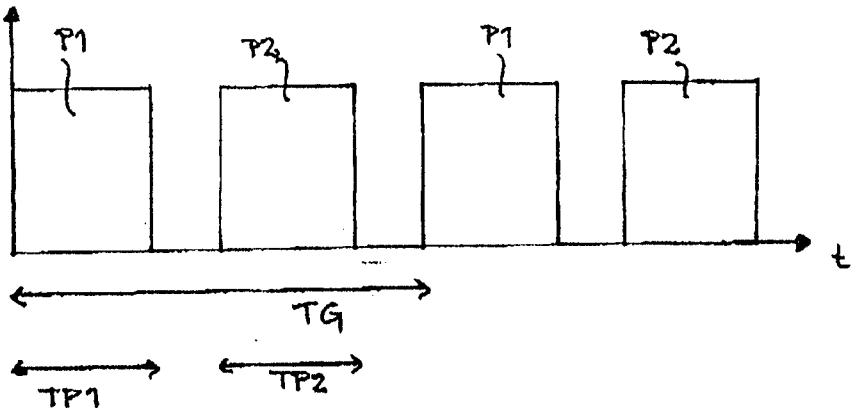


图 4

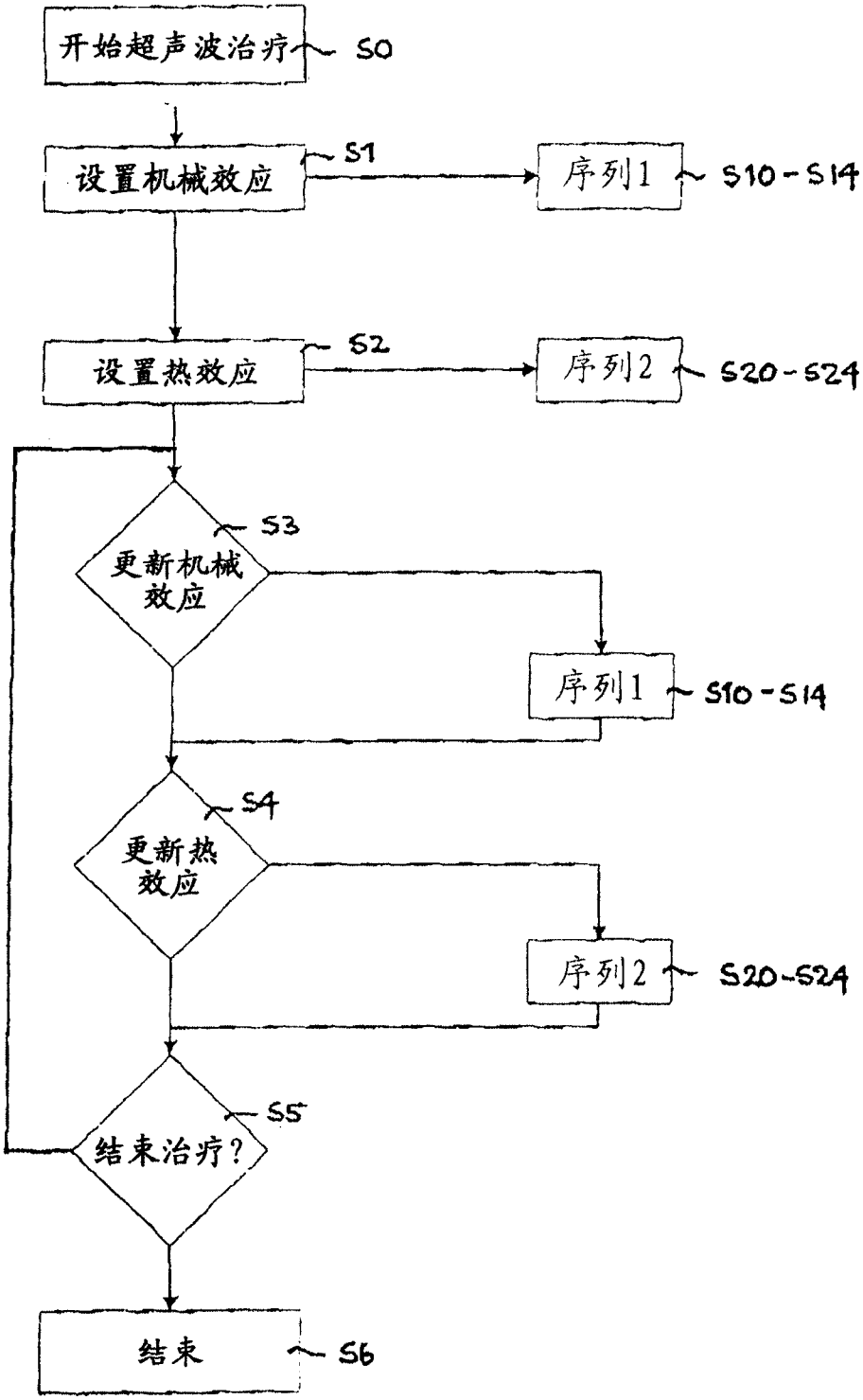

开始超声波治疗
S0
设置机械效应
S1
序列1
S10-S14
设置热效应
S2
序列2
S20-S24
更新机械效应
S3
序列1
S10-S14
更新热效应
S4
序列2
S20-S24
结束治疗?
S5
结束
S6

图 3A

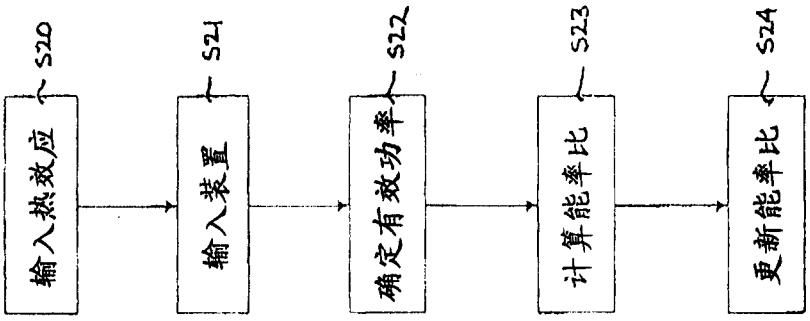

S20
输入热效应
S21
输入装置
S22
确定有效功率
S23
计算能率比
S24
更新能率比

图 3C

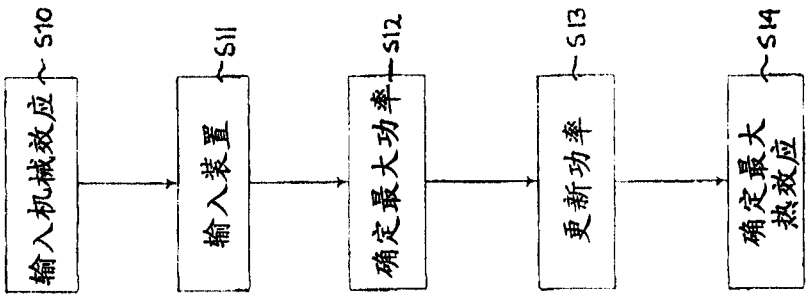

S10
输入机械效应
S11
输入装置
S12
确定最大功率
S13
更新功率
S14
确定最大热效应

图 3B