



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104224181 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201410503941. 7

(22) 申请日 2014. 09. 26

(71) 申请人 中国科学院生物物理研究所
地址 100101 北京市朝阳区大屯路 15 号

(72) 发明人 燕新强 薛蓉 丰宝桐 左真涛
王喆 李艳霞 李志光 卓彦
马创新 魏龙

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐宁 孙楠

(51) Int. Cl.
A61B 5/055 (2006. 01)

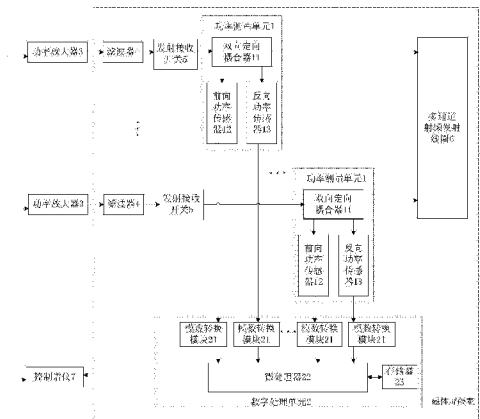
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统及方法,其特征在于:监测系统包括若干功率测量单元和一数字信号处理单元,每一功率测量单元包括一双向定向耦合器、一前向功率传感器和一反向功率传感器,数字信号处理单元包括若干模数转换模块、一微处理器和一存储器;各功率测量单元分别设置在磁共振成像设备中每一通道的发射接收开关和射频发射线圈之间,测量所在通道的瞬时通过功率,并将测量结果均传输至数字信号处理单元;数字信号处理单元对接收到的测量结果进行处理后输出控制信号并传输至控制谱仪,由控制谱仪保持开通或关断相应通道的功率放大器。本发明可以广泛应用于以临床诊断或科学研究为目的的磁共振成像设备中。



1. 一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统,其特征在于:它包括若干功率测量单元和一数字信号处理单元;磁共振成像设备中各通道发射链路均包括所述功率放大器、滤波器、发射接收开关和多通道射频发射线圈,各所述功率测量单元分别设置在每通道发射链路中所述发射接收开关和射频发射线圈之间,各所述功率测量单元测量所在通道的通过功率,并将测量结果均传输至所述数字信号处理单元;所述数字信号处理单元对接收到的测量结果进行处理后输出控制信号并传输至控制谱仪,由控制谱仪保持开通或关断相应通道的功率放大器。

2. 如权利要求 1 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统,其特征在于:每一所述功率测量单元包括一双向定向耦合器、一前向功率传感器和一反向功率传感器;在磁共振成像设备的发射链路中,所述双向定向耦合器的输入端和输出端分别连接所在发射链路中所述发射接收开关的输出端和射频发射线圈的输入端,所述双向定向耦合器的隔离端和耦合端分别连接所述前向功率传感器和反向功率传感器的输入端,所述前向功率传感器和反向功率传感器的输出端分别连接所述信号处理单元;所述双向定向耦合器将功率放大器输入的功率传输至射频发射线圈,所述前向功率传感器和反向功率传感器分别检测所述双向定向耦合器功率传输过程中从功率放大器传输至射频发射线圈的功率和从射频发射线圈返回至功率放大器的功率,并将检测到的功率信号转换成电压信号后传输至所述数字信号处理单元。

3. 如权利要求 2 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统,其特征在于:所述前向功率传感器和反向功率传感器均采用整流二极管或者检波芯片。

4. 如权利要求 1 或 2 或 3 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统,其特征在于:所述数字信号处理单元包括若干模数转换模块、一微处理器和一存储器;所述模数转换模块对接收到的电压信号进行采样,并将采样数据传输至所述微处理器,所述微处理器将接收到的采样数据传输至所述存储器中进行存储;所述微处理器采用滑动算法对接收到的各通道 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的采样数据进行时间平均和加权求和后,得到 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的整体和局部测量区域的平均 SAR 值,整体和局部测量区域的平均 SAR 值分别与所述微处理器中预设的整体和局部安全阈值进行比较,所述微处理器输出控制信号并传输至控制谱仪,由控制谱仪关断相应通道的功率放大器。

5. 如权利要求 1 或 2 或 3 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统,其特征在于:所述功率测量单元和数字信号处理单元全部采用无磁性射频元器件。

6. 一种基于如权利要求 1~5 任一项所述的实时监测系统的多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法,其包括以下步骤:

1) 在磁共振成像设备发射链路中每一通道的发射接收开关和射频发射线圈之间设置一包括若干功率测量单元和一数字信号处理单元的磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统;每一功率测量单元均包括一双向定向耦合器、一前向功率传感器和一反向功率传感器;数字信号处理单元包括若干模数转换模块、一微处理器和一存储器;

2) 每一通道发射链路中的功率放大器分别将其输出功率依次通过滤波器和发射接收开关传输至双向定向耦合器,每一通道的双向定向耦合器再分别将接收到的功率传输至射频发射线圈;

3) 通过双向定向耦合器的耦合端和隔离端,前向功率传感器和反向功率传感器分别检

测所在通道的前向功率和反向功率,并将检测到的功率信号转换成电压信号传输至数字信号处理单元;

4) 模数转换模块对接收到的电压信号进行采样,并将电压采样信号传输至微处理器;

5) 在存储器中预设电压采样信号与功率值一一对应的表格,微处理器根据接收到的电压采样信号搜索预设存储在存储器中的相应功率值,得到相应通道的前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} , i 为通道标号, $i = 1, 2, 3, \dots$;

微处理器根据各通道前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} 与瞬时通过功率测量值 M_i 的关系式:

$$M_i = P_{if} - P_{ir},$$

计算得到各通道的瞬时通过功率测量值 M_i ;

微处理器根据各通道前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} 与反射系数 k_i 的关系式:

$$k_i = \sqrt{P_{ir} / P_{if}},$$

计算得到各通道的反射系数 k_i ;

6) 在存储器中预设与反射系数 k_i 对应的前向功率传感器和反向功率传感器的测量误差 E_i ,微处理器根据各通道的反射系数 k_i 搜索与反射系数 k_i 对应的测量误差 E_i ,并利用相应通道的测量误差 E_i 对各通道的瞬时通过功率测量值 M_i 进行修正,得到各通道的通过功率修正值为 $M_i + E_i$,微处理器按照 10 秒和 6 分钟两个时间窗将通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 保存在存储器中;

7) 根据 FDA 和 IEC 国际标准规定的人体电磁能量吸收安全阈值,在微处理器中预设 10 秒和 6 分钟两个时间窗的人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} ,微处理器对各通道的通过功率修正值 $M_i + E_i$ 进行滑动平均和加权求和处理后,得到整体 SAR 值的估计值 S_{short} 和 S_{long} ,然后与人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较,微处理器根据比较结果向控制谱仪发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器;

8) 根据 FDA 和 IEC 国际标准规定的人体吸收的射频能量,在微处理器 22 中预设 10 秒和 6 分钟两个时间窗的人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} ;采用时域有限差分方法或有限元方法对受试者进行仿真计算,得到局部测量区域 SAR 值的分布系数,微处理器对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行计算处理后,得到各局部测量区域的 10 秒和 6 分钟的平均 SAR 值估计值,然后与人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较,微处理器根据比较结果向控制谱仪发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器。

7. 如权利要求 6 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法,其特征在于:所述步骤 5) 中,电压采样信号与功率值一一对应表格中的功率值,通过功率计预校准获得。

8. 如权利要求 6 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法,其特征在于:所述步骤 6) 中,存储器中预设的反射系数 K 与测量误差 E 的对应关系,根据功率计对前向功率传感器和反向功率传感器测量所得的实验数据的校正结果确定。

9. 如权利要求 6 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法,其特征在于:所述步骤 7) 中,微处理器对通过功率修正值 $M_i + E_i$ 进行处理后并与人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较,其具体过程为:

(1) 在存储器中分别为各通道预分配两个缓存空间:短程空间和长程空间,将 10 秒钟内的通过功率修正值为 M_i+E_i 存储在短程空间内,将 6 分钟内的通过功率修正值为 M_i+E_i 存储在长程空间内;

(2) 在微处理器中,采用滑动算法分别对存储器中各通道两个缓存空间内的通过功率修正值 M_i+E_i 进行求和平均,得到各通道在 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的平均通过功率估计值 $P_{i\text{short}}$ 和 $P_{i\text{long}}$;对各通道的平均通过功率估计值 $P_{i\text{short}}$ 和 $P_{i\text{long}}$ 进行加权求和,得到受试者的整体 SAR 值估计值 S_{short} 和 S_{long} ,将估计值 S_{short} 和 S_{long} 分别与预设的微处理器中的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较;当整体 SAR 值的估计值 S_{short} 或 S_{long} 超过预设的安全阈值 T_{short} 或 T_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以依次关断相应通道的功率放大器,当整体 SAR 值的估计值 S_{short} 和 S_{long} 小于或等于预设的安全阈值 T_{short} 或 T_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以保持开通各通道的功率放大器。

10. 如权利要求 6 所述的一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法,其特征在于:所述步骤 8) 中,微处理器对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行处理后,并与人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较,其具体过程为:

(1) 将待监测区域划分为若干局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$, 其中, m 和 n 共同构成测量区域的代码, $m = 1, 2, \dots, n = 1, 2, \dots$;

(2) 分别计算每个局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 内各自 10 秒钟内和 6 分钟内的局部平均 SAR 值,并将计算结果分别与预设的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较,微处理器根据比较结果向控制谱仪发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器,其具体包括以下步骤:

①根据射频发射线圈的电气特性和受试者局部区域介电系数、电导率和几何结构参数,采用时域有限差分方法或有限元方法对受试者进行仿真计算,获得各通道在输入单位能量情况下局部测量区域 SAR 值的分布系数,并存储在存储器中;微处理器通过对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行加权求和,得到所划分的各个局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 内的瞬时 SAR 值 $A(1, 1), A(1, 2), \dots, A(m, n)$;

②在微处理器中,采用滑动算法分别对各局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 的 10 秒钟和 6 分钟内的瞬时 SAR 值进行求和平均,得到 10 秒和 6 分钟两个时间窗的局部 SAR 值分布 $SL_{\text{short}}(1, 1), SL_{\text{short}}(1, 2), \dots, SL_{\text{short}}(m, n)$ 和 $SL_{\text{long}}(1, 1), SL_{\text{long}}(1, 2), \dots, SL_{\text{long}}(m, n)$, 并分别与预设的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较;当 $SL_{\text{short}}(1, 1), SL_{\text{short}}(1, 2), \dots, SL_{\text{short}}(m, n)$ 或 $SL_{\text{long}}(1, 1), SL_{\text{long}}(1, 2), \dots, SL_{\text{long}}(m, n)$ 中某一个值超过预设安全阈值 TL_{short} 或 TL_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以依次关断相应通道的功率放大器;当 $SL_{\text{short}}(1, 1), SL_{\text{short}}(1, 2), \dots, SL_{\text{short}}(m, n)$ 和 $SL_{\text{long}}(1, 1), SL_{\text{long}}(1, 2), \dots, SL_{\text{long}}(m, n)$ 中所有 SAR 值估计值小于或等于预设安全阈值 TL_{short} 或 TL_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以保持开通各通道的功率放大器。

一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电磁波能量吸收率监测系统及方法,特别是关于一种多通道磁共振成像设备的电磁能量吸收率 SAR(Specific Absorption Rate) 的实时监测系统及方法。

背景技术

[0002] 磁共振成像是一种不需要射线和其它电离辐射就能产生人体内部图像的成像方式,广泛应用于临床医学和基础科学,包括生物医药、遗传基因、神经科学、心理学、认知科学等研究领域。磁共振成像的工作原理大致如下:磁体产生一个磁场强度较强的相对均匀的基本磁场,即主磁场 B_0 场,然后在主磁场上迭加一个用于空间位置编码的三维梯度磁场。在磁共振成像时,为了产生和获取磁共振信号,通常需要利用一个或者多个射频发射线圈发射射频脉冲,产生一个垂直于主磁场 B_0 场的旋转 B_1 射频场,激发人体内的质子产生磁共振现象,生成旋转的横向磁共振矢量 M_{xy} 。旋转的横向磁共振矢量 M_{xy} 切割一个或者多个射频接收线圈,射频接收线圈接收人体发出的微弱磁共振信号,最后将获取的磁共振信号通过图像重建得到磁共振图像。

[0003] 近年来,为提高图像信噪比,磁共振成像系统中主磁场的场强不断增强(例如主磁场强度包括 0.2T(特斯拉)、0.35T、1.5T、3T、4.7T、7T 和 9.4T 等),然而场强的增强会使射频脉冲载频的频率升高,从而会在人体内沉积更多的电磁能量。另一方面,现有的磁共振成像技术要求快速成像能力,而快速成像需要磁共振扫描仪在单位时间内向患者发送更高重复频率的射频脉冲序列,这也导致受试者要承受更多的电磁能量。因此 FDA(Food and Drug Administration,美国食品药品监督管理局)和 IEC(International Electrotechnical Commission 国际电工委员会)的标准规定了在磁共振成像中人体电磁能量吸收率 SAR) 值不能超过规定的安全标准。由于现代磁共振成像技术会使受试者承受高 SAR 值,因此必须对磁共振成像中的 SAR 值进行实时监测。

[0004] 对 SAR 值的实时监测除了需要监测整个观察区域的 SAR 值,还包括监测局部观察区域的 SAR 值。这是因为随着磁共振成像系统主磁场场强的不断增强和射频频率的不断增加,随之产生的射频发射场的不均匀性问题越来越突出。为了解决上述问题,磁共振成像系统发展了多通道并行发射技术,但是多通道并行发射技术由于各个通道间能量分布的不均匀性,容易造成受试者体内整体 SAR 值并没有超过阈值而局部区域 SAR 值过高的现象,产生高频电磁伤害。因此,对局部 SAR 值的实时监测也是非常重要的。在扫描中对受试者的 SAR 值进行监测,首先需要测量输入射频发射线圈的功率。在大功率射频信号测量中,需要用到射频电路中常用的定向耦合器,而定向耦合器有限的隔离度会引入测量误差,即方向性误差。方向性误差取决于耦合信号中耦合输出信号反射功率的大小,与反射系数直接相关:反射系数越大,方向性误差越大,反射系数越小,方向性误差越小。传统的测试方法将各个定向耦合器的误差归为一个相同的误差值,这个相同的误差值一般取反射系数较大时的误差值,从而增加了不必要的冗余误差。如果采用不同的反射系数对应不同误差的形式,可以避免不必要的冗余误差。为了保证病人的安全,传统监测方法都是对整体射频能量吸

收率进行监测,对局部射频能量吸收率则是将阈值除以一个较大的安全因子,或者将测量值乘以一个较大的估计因子。对于不同的介质一些均匀激发的线圈的局部射频能量吸收率的最大值接近于整体射频能量吸收率的 1.2 ~ 5 倍,采用传统监测方法对人体 SAR 值进行监测时,得到的局部射频能量吸收率的估计范围过高,导致一些射频率列不能在高场中运行,是一个很大的浪费;而对于发射很不均匀的线圈,传统监测方法又不足以保证局部射频能量吸收率不超过安全标准。

发明内容

[0005] 针对上述问题,本发明提供了一种能够实时监测受试者整体和局部射频能量吸收率的多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统及方法。

[0006] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统,其特征在于:它包括若干功率测量单元和一数字信号处理单元;磁共振成像设备中各通道发射链路均包括所述功率放大器、滤波器、发射接收开关和多通道射频发射线圈,各所述功率测量单元分别设置在每通道发射链路中所述发射接收开关和射频发射线圈之间,各所述功率测量单元测量所在通道的通过功率,并将测量结果均传输至所述数字信号处理单元;所述数字信号处理单元对接收到的测量结果进行处理后输出控制信号并传输至控制谱仪,由控制谱仪保持开通或关断相应通道的功率放大器。

[0007] 每一所述功率测量单元包括一双向定向耦合器、一前向功率传感器和一反向功率传感器;在磁共振成像设备的发射链路中,所述双向定向耦合器的输入端和输出端分别连接所在发射链路中所述发射接收开关的输出端和射频发射线圈的输入端,所述双向定向耦合器的隔离端和耦合端分别连接所述前向功率传感器和反向功率传感器的输入端,所述前向功率传感器和反向功率传感器的输出端分别连接所述信号处理单元;所述双向定向耦合器将功率放大器输入功率传输至射频发射线圈,所述前向功率传感器和反向功率传感器分别检测所述双向定向耦合器功率传输过程中从功率放大器传输至射频发射线圈的功率和从射频发射线圈返回至功率放大器的功率,并将检测到的功率信号转换成电压信号后传输至所述数字信号处理单元。

[0008] 所述前向功率传感器和反向功率传感器均采用整流二极管或者检波芯片。

[0009] 所述数字信号处理单元包括若干模数转换模块、一微处理器和一存储器;所述模数转换模块对接收到的电压信号进行采样,并将采样数据传输至所述微处理器,所述微处理器将接收到的采样数据传输至所述存储器中进行存储;所述微处理器采用滑动算法对接收到的各通道 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的采样数据进行时间平均和加权求和后,得到 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的整体和局部测量区域的平均 SAR 值,整体和局部测量区域的平均 SAR 值分别与所述微处理器中预设的整体和局部安全阈值进行比较,所述微处理器输出控制信号并传输至控制谱仪,由控制谱仪关断相应通道的功率放大器。

[0010] 所述功率测量单元和数字信号处理单元全部采用无磁性射频元器件。

[0011] 一种基于所述实时监测系统的多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法,其包括以下步骤:1) 在磁共振成像设备发射链路中每一通道的发射接收开关和射频发射线圈之间设置一包括若干功率测量单元和一数字信号处理单元的磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统;每一功率测量单元均包括一双向定向耦合器、一前向功率传感器和一反向功率

传感器;数字信号处理单元包括若干模数转换模块、一微处理器和一存储器;2) 每一通道发射链路中的功率放大器分别将其输出功率依次通过滤波器和发射接收开关传输至双向定向耦合器,每一通道双向定向耦合器再分别将接收到的功率传输至射频发射线圈;3) 通过双向定向耦合器的耦合端和隔离端,前向功率传感器和反向功率传感器分别检测所在通道的前向功率和反向功率,并将检测到的功率信号转换成电压信号传输至数字信号处理单元;4) 模数转换模块对接收到的电压信号进行采样,并将电压采样信号传输至微处理器;5) 在存储器中预设电压采样信号与功率值一一对应的表格,微处理器根据接收到的电压采样信号搜索预设存储在存储器中的相应功率值,得到相应通道的前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} , i 为通道标号, $i = 1, 2, 3, \dots$;微处理器根据各通道前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} 与瞬时通过功率测量值 M_i 的关系式:

$$[0012] \quad M_i = P_{ir} - P_{if},$$

[0013] 计算得到各通道的瞬时通过功率测量值 M_i ;微处理器根据各通道前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} 与反射系数 k_i 的关系式:

$$[0014] \quad k_i = \sqrt{P_{ir} / P_{if}},$$

[0015] 计算得到各通道的反射系数 k_i ;6) 在存储器中预设与反射系数 k_i 对应的前向功率传感器和反向功率传感器的测量误差 E_i ,微处理器根据各通道的反射系数 k_i 搜索与反射系数 k_i 对应的测量误差 E_i ,并利用相应通道的测量误差 E_i 对各通道的瞬时通过功率测量值 M_i 进行修正,得到各通道的通过功率修正值为 $M_i + E_i$,微处理器按照 10 秒和 6 分钟两个时间窗将通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 保存在存储器中;7) 根据 FDA 和 IEC 国际标准规定的人体电磁能量吸收安全阈值,在微处理器中预设 10 秒和 6 分钟两个时间窗的人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} ,微处理器对各通道的通过功率修正值 $M_i + E_i$ 进行滑动平均和加权求和处理后,得到整体 SAR 值的估计值 S_{short} 和 S_{long} ,然后与人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较,微处理器根据比较结果向控制谱仪发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器;8) 根据 FDA 和 IEC 国际标准规定的人体吸收的射频能量,在微处理器 22 中预设 10 秒和 6 分钟两个时间窗的人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} ;采用时域有限差分方法或有限元方法对受试者进行仿真计算,得到局部测量区域 SAR 值的分布系数,微处理器对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行计算处理后,得到各局部测量区域的 10 秒和 6 分钟的平均 SAR 值估计值,然后与人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较,微处理器根据比较结果向控制谱仪发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器。

[0016] 所述步骤 5) 中,电压采样信号与功率值一一对应表格中的功率值,通过功率计预校准获得。

[0017] 所述步骤 6) 中,存储器中预设的反射系数 K 与测量误差 E 的对应关系,根据功率计对前向功率传感器和反向功率传感器测量所得的实验数据的校正结果确定。

[0018] 所述步骤 7) 中,微处理器对通过功率修正值 $M_i + E_i$ 进行处理后并与人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较,其具体过程为:(1) 在存储器中分别为各通道预分配两个缓存空间:短程空间和长程空间,将 10 秒钟内的通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 存储在短程空间内,将 6 分钟内的通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 存储在长程空间内;(2) 在微处理器

中,采用滑动算法分别对存储器中各通道两个缓存空间内的通过功率修正值 M_i+E_i 进行求和平均,得到各通道在 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的平均通过功率估计值 $P_{i\text{short}}$ 和 $P_{i\text{long}}$;对各通道的平均通过功率估计值 $P_{i\text{short}}$ 和 $P_{i\text{long}}$ 进行加权求和,得到受试者的整体 SAR 值估计值 S_{short} 和 S_{long} ,将估计值 S_{short} 和 S_{long} 分别与预设的微处理器中的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较;当整体 SAR 值的估计值 S_{short} 或 S_{long} 超过预设的安全阈值 T_{short} 或 T_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以依次关断相应通道的功率放大器,当整体 SAR 值的估计值 S_{short} 和 S_{long} 小于或等于预设的安全阈值 T_{short} 或 T_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以保持开通各通道的功率放大器。

[0019] 所述步骤 8) 中,微处理器对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行处理后,并与人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较,其具体过程为:(1) 将待监测区域划分为若干局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$, 其中, m 和 n 共同构成测量区域的代码, $m = 1, 2, \dots, n = 1, 2, \dots$; (2) 分别计算每个局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 内各自 10 秒钟内和 6 分钟内的局部平均 SAR 值,并将计算结果分别与预设的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较,微处理器根据比较结果向控制谱仪发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器,其具体包括以下步骤:①根据射频发射线圈的电气特性和受试者局部区域介电系数、电导率和几何结构参数,采用时域有限差分方法或有限元方法对受试者进行仿真计算,获得各通道在输入单位能量情况下局部测量区域 SAR 值的分布系数,并存储在存储器中;微处理器通过对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行加权求和,得到所划分的各个局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 内的瞬时 SAR 值 $A(1, 1), A(1, 2), \dots, A(m, n)$;②在微处理器中,采用滑动算法分别对各局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 的 10 秒钟和 6 分钟内的瞬时 SAR 值进行求和平均,得到 10 秒和 6 分钟两个时间窗的局部 SAR 值分布 $SL_{\text{short}}(1, 1), SL_{\text{short}}(1, 2), \dots, SL_{\text{short}}(m, n)$ 和 $SL_{\text{long}}(1, 1), SL_{\text{long}}(1, 2), \dots, SL_{\text{long}}(m, n)$,并分别与预设存储在存储器 23 中的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较;当 $SL_{\text{short}}(1, 1), SL_{\text{short}}(1, 2), \dots, SL_{\text{short}}(m, n)$ 或 $SL_{\text{long}}(1, 1), SL_{\text{long}}(1, 2), \dots, SL_{\text{long}}(m, n)$ 中某一个值超过预设安全阈值 TL_{short} 或 TL_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以依次关断相应通道的功率放大器;当 $SL_{\text{short}}(1, 1), SL_{\text{short}}(1, 2), \dots, SL_{\text{short}}(m, n)$ 和 $SL_{\text{long}}(1, 1), SL_{\text{long}}(1, 2), \dots, SL_{\text{long}}(m, n)$ 中所有 SAR 值估计值小于或等于预设安全阈值 TL_{short} 或 TL_{long} 时,微处理器向控制谱仪发出控制信号以保持开通各通道的功率放大器。

[0020] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:1、本发明由于设置了若干功率测量单元和一数字信号处理单元,通过功率测量单元中的前向功率传感器和反向功率传感器分别检测所在通道的前向功率和反向功率,数字信号处理单元根据前向功率和反向功率计算各通道的瞬时通过功率测量值和反射系数;采用局部区域实时测量结果与仿真实验数据相结合的方法来确定局部区域的 SAR 值,因此本发明能够实时监测受试者整体和局部射频能量吸收率,且与传统的监测方法相比能够减小测量误差。2、本发明 SAR 值实时监测系统的功率测量单元和数字信号处理单元由于全部采用无磁性射频元器件,可以置于磁体屏蔽室内,放置在靠近终端多通道射频发射线圈的地方,因此本发明能够实时测量到达射频发射线圈的前向与反向功率,从而提高 SAR 值估算的准确度。3、本发明根据磁共振成像设备中每一通道测量获得的不同的反射系数,通过查询预存的反射系数与测量误差的对应表

格,来矫正瞬时通过功率的测量误差,监测受试者的整体与局部 SAR 值,使不同的反射系数对应不同的误差形式,因此本发明能够有效地减小各通道功率的测量误差。4、与传统的监测方法相比,本发明除了对整个观察区域的 SAR 值进行监测外,同时对局部 SAR 值进行了实时监测;在进行局部区域测量时,采用各通道实时测量结果与仿真实验数据相结合的方法来确定局部区域的 SAR 值,因此本发明能够有效的避免单纯监测受试者整体 SAR 值带来的局部 SAR 值超标的风险,从而有效的解决受试者整体 SAR 值并没有超过阈值,但受试者体内局部承受 SAR 值过高的问题。5、本发明采用功率测量单元对多通道发射线圈各通道的通过功率进行实时测量后,采用快速数字信号处理单元对测量到的通过功率信号进行快速处理与计算,微处理器采用高速 FPGA 阵列处理板,配合多路并行快速 A/D 模数转换模块、搭载大容量高速存储器(如 DDR2SDRAM),配合有效的滑动算法、预存储的仿真实验数据和快速通信协议方式(如 UDP 通信协议方式),能够实时动态更新各通道的整体与局部 SAR 值数据,在磁共振实验过程中实现对受试者的整体与局部 SAR 值的实时与快速的监测,确保其不超过国际人体实验安全标准,有效的保证了临床磁共振成像系统的安全性与合法性。基于以上优点,本发明可以广泛应用于多通道发射磁共振成像设备中。

附图说明

- [0021] 图 1 是本发明的 SAR 实时监测系统的组成结构示意图;
- [0022] 图 2 是本发明中 10 秒与 6 分钟两个时间窗内的 SAR 值监测计算方法流程图;
- [0023] 图 3 是本发明中在 Δt 时间窗内各通道滑动求和平均算法的流程图;
- [0024] 图 4 是本发明中待监测区域剖分成的若干局部测量区域的示意图。

具体实施方式

[0025] 下面结合附图和实施例对本发明进行详细的描述。

[0026] 如图 1 所示,本发明的磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统包括若干功率测量单元 1 和一数字信号处理单元 2。磁共振成像设备中各通道发射链路均包括功率放大器 3、滤波器 4、发射接收(Transmit and Receive)开关 5 和多通道射频发射线圈 6。其中,各功率测量单元 1 分别设置在每通道发射链路中发射接收开关 5 和多通道射频发射线圈 6 之间。多通道射频发射线圈 6 各功率测量单元 1 测量所在通道的通过功率,并将测量结果均传输至数字信号处理单元 2。数字信号处理单元 2 对接收到的测量结果进行处理后输出控制信号,并将控制信号传输至控制谱仪 7,控制谱仪 7 根据接收到的控制信号保持开通或关断相应通道的功率放大器 3。

[0027] 上述实施例中,如图 1 所示,每一功率测量单元 1 包括一双向定向耦合器 11、一前向功率传感器 12 和一反向功率传感器 13。在磁共振成像设备的多通道发射链路中,双向定向耦合器 11 的输入端和输出端分别连接所在发射链路中发射接收开关 5 的输出端和射频发射线圈 4 的输入端,双向定向耦合器 11 的耦合端和隔离端分别连接前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 的输入端。前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 的输出端分别连接数字信号处理单元 2。双向定向耦合器 11 将功率放大器 3 输入的功率传输至射频发射线圈 4,前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 分别检测功率传输过程中双向定向耦合器 11 从功率放大器 3 传输至射频发射线圈 4 的功率(即前向功率)和从射频发射线圈

4 返回至功率放大器 3 的功率（即反向功率），并将检测到的功率信号转换成电压信号后传输至数字信号处理单元 2。

[0028] 上述实施例中，前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 均可以采用整流二极管或者检波芯片。前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 分别将接收到的前向功率信号和反向功率信号转换成电压信号并传输至输出数字信号处理单元 2，其中，功率信号和电压信号之间的转换关系可以根据实际需要选择线性对应关系、平方对应关系或指数对应关系等。

[0029] 上述实施例中，如图 1 所示，数字信号处理单元 2 包括若干模数转换模块 21、一微处理器 22 和一存储器 23。模数转换模块 21 在微处理器 22 的控制下对接收到的电压信号进行采样，并将采样数据传输至微处理器 22，微处理器 22 将接收到的采样数据传输至存储器 23 中进行存储；微处理器 22 采用滑动算法对接收到的各通道 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的采样数据进行时间平均和加权求和，得到 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的整体和局部测量区域的平均 SAR 值，并将整体和局部测量区域的平均 SAR 值分别与微处理器 22 中预设的整体和局部安全阈值进行比较，当计算得到的整体和局部测量区域的平均 SAR 值超过预先设定的安全阈值时，微处理器 22 输出控制信号并传输至控制谱仪 7，控制谱仪 7 根据接收到的控制命令关断相应通道的功率放大器 3，停止实验。

[0030] 在本发明中，微处理器 22 采用多路高速 FPGA 阵列，用于实现快速数字信号处理功能。如图 1 所示，该 SAR 值实时监测系统中功率测量单元 1 和数字信号处理单元 2 全部采用无磁性射频元器件，使得该 SAR 值实时监测系统可以置于磁体屏蔽室内，放置在靠近终端多通道射频发射线圈 6 的地方，以实时测量到达射频发射线圈 4 的前向与反向功率，提高 SAR 值估算的准确度。

[0031] 基于本发明的多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测系统，本发明提出了一种多通道磁共振成像设备的 SAR 实时监测方法，如图 2 所示，其包括以下步骤：

[0032] 1) 在磁共振成像设备发射链路中每一通道的发射接收开关 5 和射频发射线圈 4 之间设置一包括若干功率测量单元 1 和一数字信号处理单元 2 的 SAR 实时监测系统；每一功率测量单元 1 均包括一双向定向耦合器 11、一前向功率传感器 12 和一反向功率传感器 13；数字信号处理单元 2 包括若干模数转换模块 21、一微处理器 22 和一存储器 23。

[0033] 2) 每一通道发射链路中的功率放大器 3 分别将其输出功率依次通过滤波器 4 和发射接收开关 5 传输至双向定向耦合器 11，每一通道的双向定向耦合器 11 再分别将接收到的功率传输至射频发射线圈 4。

[0034] 3) 通过双向定向耦合器 11 的耦合端和隔离端，前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 分别检测所在通道的前向功率和反向功率，并将检测到的功率信号转换成电压信号传输至数字信号处理单元 2。

[0035] 4) 模数转换模块 21 对接收到的电压信号进行采样，并将各路电压采样信号传输至微处理器 22。

[0036] 5) 在存储器 23 中预设电压采样信号与功率值一一对应的表格，微处理器 22 根据接收到的电压采样信号搜索预设存储在存储器 23 中的相应功率值，得到相应通道的前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} ，其中， i 为通道标号， $i = 1, 2, 3, \dots$ ，并根据各通道前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} 与瞬时通过功率测量值 M_i 的关系式：

$$[0037] \quad M_i = P_{ir} - P_{if} \quad (1)$$

[0038] 计算得到各通道的瞬时通过功率测量值 M_i ;根据各通道前向功率 P_{if} 和反向功率 P_{ir} 与反射系数 k_i 的关系式 :

$$[0039] \quad k_i = \sqrt{P_{ir} / P_{if}} \quad (2)$$

[0040] 计算得到各通道的反射系数 k_i 。

[0041] 6) 在存储器 23 中预设与反射系数 k_i 对应的前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 的测量误差 E_i 。微处理器 22 根据各通道的反射系数 k_i 搜索预设存储在存储器 23 中与反射系数 k_i 对应的测量误差 E_i , 用相应通道的测量误差 E_i 对各通道的瞬时通过功率测量值 M_i 进行修正, 得到各通道的通过功率修正值为 $M_i + E_i$, 微处理器 22 按照 10 秒和 6 分钟两个时间窗将通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 保存在存储器 23 中。

[0042] 7) 根据 FDA 和 IEC 国际标准规定的人体电磁能量吸收安全阈值, 在微处理器 22 中预设 10 秒和 6 分钟两个时间窗的人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} ; 微处理器 22 对各通道的通过功率修正值 $M_i + E_i$ 进行滑动平均和加权求和处理后, 得到整体 SAR 值的估计值 S_{short} 和 S_{long} , 然后与人体整体射频能量吸收率的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较, 微处理器 22 根据比较结果向控制谱仪 7 发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器 3, 继续或停止实验。其具体包括以下步骤:

[0043] (1) 如图 2 所示, 在存储器 23 中分别为各通道预分配两个缓存空间: 短程空间和长程空间, 将 10 秒钟内的瞬时通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 存储在短程空间内, 将 6 分钟内的瞬时通过功率修正值为 $M_i + E_i$ 存储在长程空间内。

[0044] (2) 如图 3 所示, 在微处理器 22 中, 采用滑动算法分别对存储器 23 中各通道的两个缓存空间内的通过功率修正值 $M_i + E_i$ 进行求和平均, 得到各通道在 10 秒和 6 分钟两个时间窗内的平均通过功率估计值 P_{ishort} 和 P_{ilong} , 然后对各通道的平均通过功率估计值 P_{ishort} 和 P_{ilong} 进行加权求和, 得到受试者的整体 SAR 值估计值 S_{short} 和 S_{long} ; 如图 2 所示, 将估计值 S_{short} 和 S_{long} 分别与预设存储在微处理器 22 中的安全阈值 T_{short} 和 T_{long} 进行比较。当整体 SAR 值的估计值 S_{short} 或 S_{long} 超过预设的安全阈值 T_{short} 或 T_{long} 时, 微处理器 22 向控制谱仪 7 发出控制信号以依次关断相应通道的功率放大器 3, 并停止实验; 当整体 SAR 值的估计值 S_{short} 和 S_{long} 小于或等于预设的安全阈值 T_{short} 或 T_{long} 时, 微处理器 22 向控制谱仪 7 发出控制信号以保持开通各通道的功率放大器 3。其中, 针对各通道的平均通过功率估计值 P_{ishort} 和 P_{ilong} 进行加权求和时, 加权系数由射频发射线圈 4 各通道的发射效率决定, 对应各通道的射频发射能量被人体组织吸收所占的百分比数值。加权系数可通过电磁仿真软件预先计算得到。

[0045] 8) 同样的, 根据 FDA 和 IEC 国际标准规定的人体吸收的局部射频能量阈值, 在微处理器 22 中预设 10 秒和 6 分钟两个时间窗的人体局部射频能量吸收率 SAR 值的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 。采用时域有限差分方法或有限元方法对受试者进行仿真计算, 得到各局部测量区域 SAR 值的分布系数, 微处理器 22 对各通道输入能量和各局部测量区域 SAR 值的分布系数进行计算处理后, 得到各局部测量区域的 10 秒和 6 分钟的平均 SAR 值估计值, 然后与微处理器 22 中人体局部射频能量吸收率的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较, 微处理器 22 根据比较结果向控制谱仪 7 发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器 3,

继续或停止实验。其具体包括以下步骤：

[0046] (1) 如图 4 所示, 将待监测区域划分为若干局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$, 其中, m 和 n 共同构成测量区域的代码, $m = 1, 2, \dots, n = 1, 2, \dots$ 。

[0047] (2) 分别计算每个局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 内各自 10 秒钟内和 6 分钟内的局部平均 SAR 值, 并将计算结果分别与预设的安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较, 微处理器 22 根据比较结果向控制谱仪 7 发出控制信号以保持开通或关断相应通道的功率放大器 3, 继续或停止实验。其具体包括以下步骤：

[0048] ①根据射频发射线圈 4 的电气特性和受试者局部区域介电系数、电导率和几何结构参数, 采用时域有限差分方法或有限元方法对受试者进行电磁仿真计算, 获得各通道在输入单位能量情况下局部测量区域 SAR 值的分布系数, 并存储在存储器 23 中。微处理器 22 通过对各通道输入能量和局部测量区域 SAR 值的分布系数进行加权求和, 得到所划分的各个局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 内的瞬时 SAR 值 $A(1, 1), A(1, 2), \dots, A(m, n)$ 。

[0049] ②在微处理器 22 中, 采用滑动算法分别对各局部测量区域 $R(1, 1), R(1, 2), \dots, R(m, n)$ 的 10 秒钟内的瞬时 SAR 值和 6 分钟内的瞬时 SAR 值进行求和平均, 得到 10 秒和 6 分钟两个时间窗的局部 SAR 值分布 $SL_{short}(1, 1), SL_{short}(1, 2), \dots, SL_{short}(m, n)$ 和 $SL_{long}(1, 1), SL_{long}(1, 2), \dots, SL_{long}(m, n)$, 并分别与预设的微处理器 22 中的局部安全阈值 TL_{short} 和 TL_{long} 进行比较。当 $SL_{short}(1, 1), SL_{short}(1, 2), \dots, SL_{short}(m, n)$ 或 $SL_{long}(1, 1), SL_{long}(1, 2), \dots, SL_{long}(m, n)$ 中某一个值超过预设安全阈值 TL_{short} 或 TL_{long} 时, 微处理器 22 向控制谱仪 7 发出控制信号以依次关断相应通道的功率放大器 3, 并停止实验; 当 $SL_{short}(1, 1), SL_{short}(1, 2), \dots, SL_{short}(m, n)$ 和 $SL_{long}(1, 1), SL_{long}(1, 2), \dots, SL_{long}(m, n)$ 中所有 SAR 值估计值小于或等于预设安全阈值 TL_{short} 或 TL_{long} 时, 微处理器 22 向控制谱仪 7 发出控制信号以保持开通各通道的功率放大器 3。

[0050] 上述步骤 5) 中, 电压采样信号与功率值一一对应表格中的功率值, 通过功率计 (图中未示出) 预校准获得。

[0051] 上述步骤 6) 中, 存储器 23 中预设的反射系数 K 与测量误差 E 的对应关系, 根据功率计对前向功率传感器 12 和反向功率传感器 13 测量所得的实验数据的校正结果确定。

[0052] 上述各实施例仅用于说明本发明, 其中各部件的结构、连接方式和方法步骤等都是可以有所变化的, 凡是在本发明技术方案的基础上进行的等同变换和改进, 均不应排除在本发明的保护范围之外。

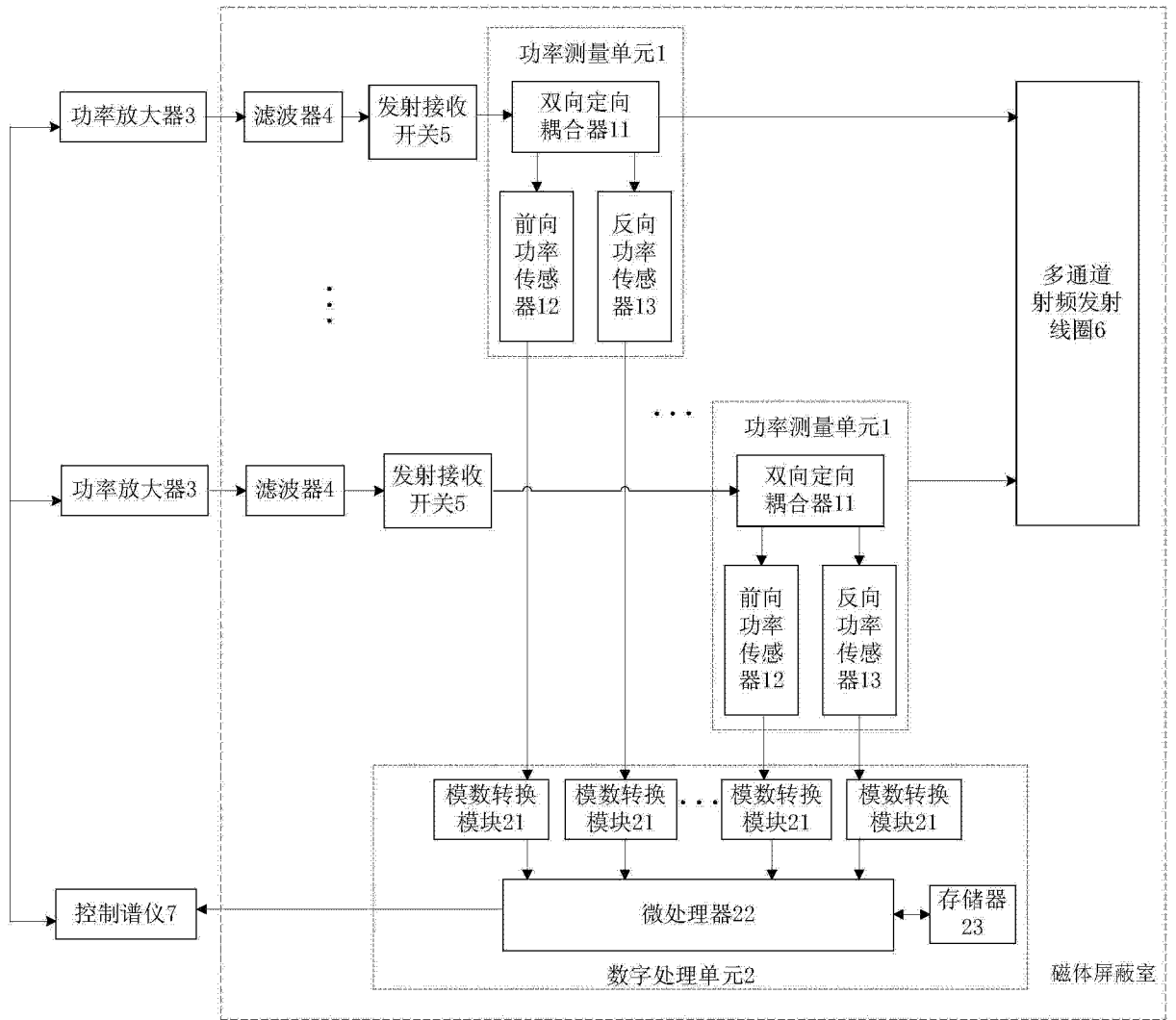


图 1

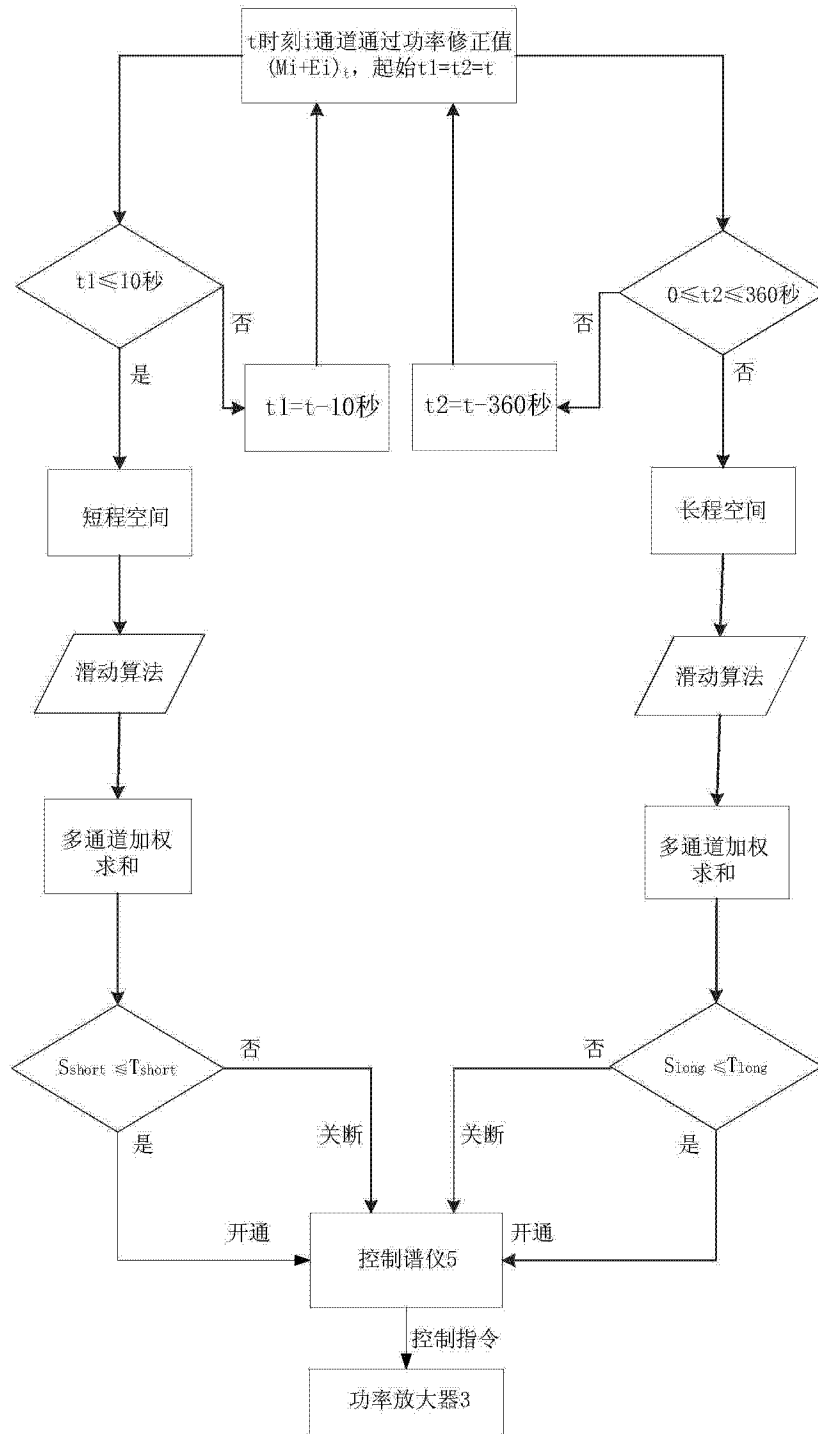


图 2

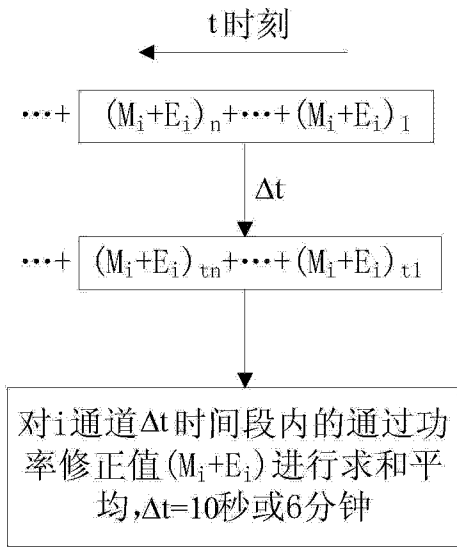


图 3

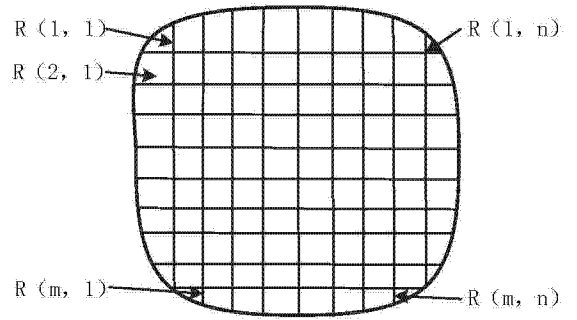


图 4