



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310362 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780025305.X

(22)申请日 2017.04.26

(30)优先权数据

62/328,374 2016.04.27 US

62/415,767 2016.11.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/029602 2017.04.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/189706 EN 2017.11.02

(71)申请人 心肌解决方案股份有限公司

地址 美国北卡罗来纳州

(72)发明人 尼尔·F·奥斯曼

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 李江晖

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

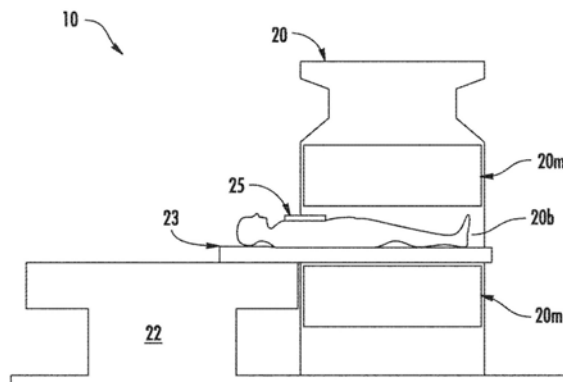
权利要求书7页 说明书27页 附图24页

(54)发明名称

通过来自磁共振成像的应变测量值快速定量评估心脏功能

(57)摘要

本发明公开了心脏功能的快速定量评估,所述快速定量评估使用电路通过来自磁共振成像(MRI)图像的应变测量值来执行,其中所述电路至少部分地内置或者与磁共振成像扫描仪通信并与至少一个显示器通信,所述电路包括至少一个处理器,所述至少一个处理器:获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个系列的磁共振成像图像,在为5分钟或更短的主动扫描时间的图像会话期间且患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中,每个系列的磁共振成像图像针对患者的心脏的不同单次心跳进行获取;基于患者的心脏的多个系列的磁共振成像图像测量患者的心脏的心肌心脏组织的应变;以及生成具有多个相邻隔室的纵向和周向的心脏模型,其中隔室基于所测量的应变被颜色编码。



1. 一种医疗工作站,包括:

至少一个显示器;和

电路,所述电路至少部分地内置或者与磁共振成像扫描仪通信,且与所述至少一个显示器通信,所述电路包括至少一个处理器,所述至少一个处理器:

获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个系列的磁共振成像图像,其中在为五分钟或者更短的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,对于患者的心脏的不同单次跳动拍摄每个系列的磁共振成像图像;

基于患者的心脏的所述多个系列的磁共振成像图像测量患者的心脏的心肌心脏组织的应变;以及

生成具有多个相邻隔室的纵向心脏模型和周向心脏模型,其中所述隔室基于所测量的应变被颜色编码。

2. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路控制磁共振成像扫描仪获取所述多个系列的磁共振成像图像作为自由呼吸图像,而不需要来自心脏的作为长轴平面和短轴平面的六个不同平面的心动门控,并且其中具有所述至少一个处理器的所述电路生成用于不同的长轴平面和短轴平面的系列的磁共振成像图像的相应影像,并使得所述至少一个显示器显示磁共振成像图像的影像,以及其中在磁共振成像图像的影像中的心肌心脏组织使用颜色来显示应变测量值,所述颜色在整个心动周期中基于应变变形量随着时间变化。

3. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,应变测量值在心脏模型中被颜色编码以表现心脏肌肉收缩的五种状态:运动过度、正常运动、运动不足、运动不能和运动障碍。

4. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路使所述至少一个显示器同时显示具有应变测量值的多个心脏模型,并且其中具有所述至少一个处理器的所述电路进一步生成视觉参考条并且使得所述至少一个显示器同时显示所述视觉参考条,所述视觉参考条识别对应于可逆性心肌功能障碍的第一通用应变值以及对应于不可逆的心肌功能障碍的第二通用应变值。

5. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路使得所述至少一个显示器同时显示具有所测量的应变的所生成的多个心脏模型,并且其中同时显示的所生成的心脏模型包括用于周向应变的、具有所测量的应变的三室心脏模型、四室心脏模型和两室心脏模型。

6. 根据权利要求5所述的医疗工作站,其中,三室心脏模型、四室心脏模型和两室心脏模型显示至少七个相邻的隔室,所述至少七个相邻的隔室与基部下外侧隔室、中间下外侧隔室、顶部下外侧隔室、基部前隔室、中间前隔室、顶部前隔室和顶盖相关联,并且其中每个隔室能够具有不同的测量应变值。

7. 根据权利要求5所述的医疗工作站,其中,同时显示的心脏模型包括具有基部区域、中部区域和顶部区域的纵向应变隔室模型,其中基部区域和中部区域的每一个都包括前壁隔室、前间壁隔室、下间壁隔室、下隔室、下外侧隔室和前外侧隔室,并且其中顶部区域包括前隔室、中隔隔室、下隔室和侧隔室。

8. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路控制所述磁共振成像扫描仪生成脉冲序列,以获得患者的心脏的所述多个系列的磁共振成像图

像,用于测量具有如下定义的编码频率 ( $w_0$ )、低调 ( $w_L$ ) 和高调 ( $w_H$ ) 的应变:

$$w_0 = (1+s_{\max}) \times (1+s_{\min}) / (s_{\max}-s_{\min}) \times l/H$$

$$w_L = (1+s_{\min}) / (s_{\max}-s_{\min}) \times l/H$$

$$w_H = (1+s_{\max}) / (s_{\max}-s_{\min}) \times l/H$$

条件是  $s_{\max} < 1+2 \cdot s_{\min}$ , 其中  $H$  是以  $\text{mm}$  为单位的切片厚度。

9. 根据权利要求1所述的医疗工作站, 其中, 具有所述至少一个处理器的所述电路还:

从横向面、矢状面和冠状面获得心脏的系列磁共振成像图像以生成心脏的伪两室视图, 以确定患者的心脏在MR扫描仪的孔洞中的方位;

从获得的磁共振成像图像中识别伪两室平面或伪四室平面;

对于单次心跳从伪两室平面或伪四室平面中获得系列磁共振成像图像;

从伪两室平面的系列磁共振成像图像中生成伪两室应变编码影像, 或者从伪四室平面的系列磁共振成像图像中生成伪四室应变编码影像; 然后

从伪两室应变编码影像中识别伪四室平面或者从伪四室应变编码影像中识别伪两室平面;

从伪两室应变编码影像中识别三个短轴成像平面作为用于与所计算的应变测量值相关的所述多个系列的磁共振成像图像的短轴平面;

从三个所识别的短轴平面的系列磁共振成像图像中生成短轴基部 (SAB)、短轴内侧 (SAM) 和短轴顶端 (SAA) 应变编码的影像; 以及

从伪两室应变编码影像中识别三个长轴成像平面作为用于与应变测量值相关的多个系列的磁共振成像图像的纵向平面。

10. 根据权利要求9所述的医疗工作站, 其中, 具有所述至少一个处理器的所述电路:

从伪两室平面和/或伪两室应变编码影像中搜索所述系列磁共振成像图像, 以识别具有最大总强度信号的、带有时间的磁共振成像图像, 以便识别心动周期的接近结束的的心脏收缩段;

投射划分左心室的线, 用于伪四室平面的识别; 以及

投射划分左心室的三条线, 用于所述三个短轴平面的识别。

11. 根据权利要求10所述的医疗工作站, 其中, 来自伪两室平面和/或伪两室应变编码影像的、用于识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像的所述系列磁共振成像图像为高调谐原始应变编码的磁共振成像图像。

12. 根据权利要求1所述的医疗工作站, 其中, 具有所述至少一个处理器的所述电路:

创建患者的心脏的心肌区域的活动形状模型 (ASM), 所述活动形状模型具有形状和多个节点或点;

通过组合包括心肌掩码和血池掩码的两个二进制掩码来生成心肌掩码, 以检测患者的心脏的心肌的位置;

生成累积 (ACC) 图像, 所述累积图像表示收缩末期的心肌;

使所述累积 (ACC) 图像与所述心肌掩码相关以确定心肌的位置; 以及

在整个心动周期内使用具有相关性的活动形状模型 (ASM) 作为用于活动形状模型 (ASM) 的初始值追踪心肌, 以获得不同的长轴切片和短轴切片的系列磁共振成像图像。

13. 根据权利要求1所述的医疗工作站, 其中, 具有所述至少一个处理器的所述电路使

用来自长轴平面和短轴平面的系列磁共振成像图像切片从所测量的应变中计算舒张应变速率,或者使用来自长轴平面和短轴平面的系列磁共振成像图像切片计算作为所测量的应变的舒张应变速率。

14. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路还:获得心肌心脏组织的确定分段的作为时间的函数的应变测量值作为所测量的应变;计算作为时间的函数的应变测量值的一阶导数;以及将舒张期应变确定为所计算的一阶导数的最大正值。

15. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,所测量的应变包括第一组应变测量值,并且所生成的纵向心脏模型和周向心脏模型为第一组纵向心脏模型和周向心脏模型,并且其中具有所述至少一个处理器的所述电路:

在物理或化学诱发的应激激发之后获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个第二系列的磁共振成像图像,其中在为5分钟或更短的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,对于患者的心脏的不同单次心跳拍摄每个系列的MI图像;以及

基于患者的心脏的所述多个第二系列的磁共振成像图像获得患者的心脏的心肌心脏组织的第二组区域应变测量值和全局应变测量值;以及

生成以下模型中的至少一个:

具有多个相邻隔室的激发后的一组纵向心脏模型和周向心脏模型,其中隔室基于来自第二系列的磁共振成像图像切片的应变测量值被颜色编码;或者

具有多个相邻隔室的激发后的一组纵向心脏模型和周向心脏模型,其中隔室基于第一组应变测量值和第二组应变测量值之间的差值被颜色编码。

16. 根据权利要求15所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路生成激发后的两组纵向心脏模型和周向心脏模型,并使所述至少一个显示器与第一组心脏模型同时地显示激发后的两组纵向心脏模型和周向心脏模型。

17. 根据权利要求15所述的医疗工作站,其中,激发为仅需要心率每分钟增加10次心跳的低应激激发,并且其中具有所述至少一个处理器的所述电路能够根据激发后的低应激激发来比较第一组应变测量值和第二组应变测量值。

18. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路基于心动周期中的应变的空间非均匀性来评估患者的心脏的隔室之间和/或心脏的单个心室中的心脏收缩的不同步性。

19. 根据权利要求18所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路根据0到1之间的数字来识别不同步性,该不同步性是针对心脏的分段和/或腔室,基于心动周期的峰值缩短随时间的分布,根据在心脏的不同位置处和心动周期的不同时间点获得的应变测量值被计算的,其中“0”表示完全不同步,“1”表示完全同步。

20. 根据权利要求1所述的医疗工作站,其中,所述电路计算全局应变测量值并且与所显示的预定义全局值进行比较以指示正常组织和异常组织,从而将异常组织描绘为可逆或不可逆。

21. 一种快速评估心脏功能的方法,包括以下步骤:

将患者放置在磁共振成像扫描仪的孔洞中;

从横向面、矢状面和冠状面以电子方式获得应变编码 (SENC) 磁共振成像图像的规划视图,以生成心脏的伪两室视图,以便确定患者的心脏在MR扫描仪的孔洞中的方位;

从所获得的SENC图像的规划视图中以电子方式识别伪两室或伪四室成像平面;

从单次心跳内的伪两室成像平面或伪四室成像平面以电子方式获得系列磁共振成像图像;

来自所述单次心跳内的伪两室成像平面或伪四室成像平面的系列磁共振成像图像中的高调谐原始磁共振成像图像中,以电子方式识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像作为是与心脏收缩末期(心脏的最大收缩)相关联的磁共振成像图像切片;

基于所识别的与心脏收缩末期相关联的磁共振成像图像以电子方式识别三个短轴成像平面;

从识别出的与心脏收缩末期相关联的磁共振成像图像中以电子方式识别三个长轴成像平面;

以电子方式获得用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面中的每一个的第一系列磁共振成像图像,其中用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面的第一系列磁共振成像图像中的每一个是在图像会话期间针对患者的心脏的不同单次心跳被拍摄的,并且其中规划磁共振成像图像和成像平面的第一系列磁共振成像图像是在5分钟的主动扫描时间内且在患者在所述磁共振成像扫描仪的孔洞中少于五分钟的情况下被获得的;

基于用于患者的心脏的所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面中的每一个的所获得的第一系列磁共振成像图像,以电子方式生成患者的心脏的心肌心脏组织的第一组区域应变测量值和全局应变测量值;以及

在患者离开磁体孔洞的15分钟内以电子方式生成具有多个相邻隔室的纵向心脏模型和周向心脏模型,从而快速评估心脏功能,其中所述隔室基于第一组应变测量值被颜色编码。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中,规划视图和所获得的第一系列磁共振成像的成像视图为自由呼吸磁共振成像图像,从而不需要进行屏住呼吸的信号获取或不需要心动门控,并且其中第一系列磁共振成像图像在患者在磁体的孔洞中保持1-3分钟之间的情况下被获得。

23. 根据权利要求21所述的方法,还包括以下步骤:

向患者提出应激激发;

以电子方式获得用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面的每一个的第二系列磁共振成像图像,其中用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面的第二系列磁共振成像图像的每一个都在小于5分钟的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,针对患者的心脏的不同单次心跳的心动周期被拍摄的;

基于所获得的磁共振成像用于患者的心脏的所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面中的每一个的所获得的第二系列磁共振成像图像,以电子方式生成患者的心脏的心肌心脏组织的第二组区域应变测量值和全局应变测量值;以及

在患者离开磁体的孔洞15分钟内,以电子方式生成具有多个相邻隔室的纵向心脏模型

和周向心脏模型,其中隔室基于第二组应变测量值被颜色编码。

24. 根据权利要求23所述的方法,还包括:

以电子方式生成具有多个相邻隔室的激发后的一组纵向心脏模型和周向心脏模型,其中隔室基于第一组应变测量值和第二组应变测量值之间的差值被颜色编码。

25. 根据权利要求24所述的方法,还包括:

基于心脏模型的不同隔室的应变值的变化,同时显示具有第一组应变测量值和第二组应变测量值的心脏模型以及激发后的一组心脏模型。

26. 根据权利要求23所述的方法,其中,所述应激激发是激发仅需要心率每分钟增加10次心跳的低应激激发。

27. 根据权利要求21所述的方法,还包括:

基于在心动周期内的应变的空间非均匀性,以电子方式评估患者的心脏的隔室之间和/或在心脏的单个心室中的心脏收缩的不同步性。

28. 根据权利要求21所述的方法,还包括:

基于从在心脏的不同位置处和心动周期的不同时间点获得的第一组应变测量值中的心动周期随时间的峰值缩短的分布,以电子方式计算在心动周期的时间周期内的心脏模型的所有分段的不同步性。

29. 一种在磁共振成像扫描会话期间监测患者的心脏的方法,包括以下步骤:

在磁共振成像扫描会话期间以电子方式获得患者的目标解剖结构在单次心跳内的系列磁共振成像图像;

在磁共振成像扫描会话期间以电子方式获得患者的心脏的系列应变编码 (SENC) 磁共振成像图像;

在扫描会话期间以电子方式自动监测患者的心脏的状态,以基于所获得的SENC磁共振成像图像检测在扫描会话期间的潜在的不良心脏事件;和

如果检测到潜在的不良心脏事件,则以电子方式自动生成警报。

30. 一种识别心脏功能障碍或损伤的方法,包括以下步骤:

比较心脏的不同隔室或心脏的不同区域的应变测量值,以基于在心动周期内的应变的空间非均匀性来识别不同步性。

31. 一种评估心脏状态的方法,包括以下步骤:

使用心脏的来自长轴平面和短轴平面的系列应变编码 (SENC) 磁共振成像图像,以电子方式确定患者的心脏的舒张应变测量值,以评估心脏功能、机能障碍、疾病或损伤中的至少一种。

32. 一种工作站,包括:

至少一个显示器;和

电路,所述电路至少部分地内置或者与磁共振成像扫描仪通信,且与所述至少一个显示器通信,所述电路包括至少一个处理器,所述至少一个处理器:

获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个系列的磁共振成像图像,其中在为小于五分钟的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,针对患者的心脏的不同单次心脏跳动拍摄每个系列的磁共振成像图像患者的心脏;以及

使用来自长轴平面和短轴平面的系列磁共振成像图像获得患者的心脏的收缩应变测

量值和舒张应变测量值,其中所述收缩应变测量值为负值,且所述舒张应变测量值为正值,可选地其中所述舒张应变测量值包括计算作为时间函数的应变的一阶导数。

33. 根据权利要求32所述的医疗工作站,其中,具有所述至少一个处理器的所述电路:  
获得心肌心脏组织的限定分段的作为时间的函数的应变测量值;  
计算作为时间的函数的应变测量值的一阶导数;以及  
将舒张应变确定为所计算的一阶导数的最大正值。

34. 一种规划患者的心脏的扫描平面的方法,包括以下步骤:

从横向面、矢状面和冠状面以电子方式获得应变编码的磁共振成像图像以生成心脏的伪两室视图,以确定患者的心脏在MR扫描仪的孔洞中的方位;

从所获得的磁共振成像图像中以电子方式识别伪两室平面或伪四室平面;

对于单次心跳以电子方式从伪双室平面或伪四室平面中获得系列磁共振成像图像;

以电子方式检查所获得的系列磁共振成像图像,以识别带有时间的、具有表示心动周期的收缩末期段的最大总强度信号的磁共振成像图像;

投射划分所识别的磁共振成像图像的左心室的三条线以识别三个短轴成像平面;和  
通过所识别的磁共振成像图像投射划分线以识别三个长轴成像平面。

35. 根据权利要求34所述的方法,其中,所述系列磁共振成像图像来自伪两室平面,和/或来自伪两室平面的所述系列磁共振成像图像生成的、用于识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像切片的伪两室应变编码影像为高调谐原始应变编码影像。

36. 根据权利要求34所述的方法,其中,所述系列磁共振成像图像是来自伪四室平面,和/或由来自伪四室平面的所述系列磁共振成像图像生成的、用于识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像切片的伪四室应变编码影像为高调谐原始应变编码影像。

37. 一种用于心脏的快速磁共振成像的成像方法,包括以下步骤:

从心脏的切口的单个视图以电子方式提供SENC脉冲序列以获取应变影像,且然后由心脏的切口的多个视图获取多个影像,其中每个影像是在单次心跳内被获取的。

38. 一种用于根据磁共振成像图像量化肌肉收缩力的方法,包括以下步骤:

以电子方式传送多个SENC脉冲序列;

从心脏的多个视图的SENC脉冲序列中以电子方式获取应变影像;

从所述应变影像中以电子方式计算在心肌的各个分段处的应变测量值;和

基于与所计算的应变测量值相关联的收缩程度对在心脏的至少一个模型中的应变值进行颜色编码。

39. 一种根据磁共振成像图像量化患者的心脏的肌肉收缩力的方法,包括以下步骤:

传送多个SENC脉冲序列,用于获得心脏的多个视图的图像;

从心脏的所述多个视图的SENC脉冲序列中获取应变影像;

从应变影像中以电子方式自动计算在心肌的单个分段处的应变值;和在将应激施加到患者时以电子方式对至少一个心脏模型的隔室中的收缩力的降低进行颜色编码,以指示与冠状动脉疾病相关联的减少的血液灌注。

40. 一种磁共振成像系统,包括:

处理器,所述处理器使用用于成像视图的自动规划的SENC图像(原始和/或彩色的),从而提供合适的成像视图,而不需要基于用于适当的成像视图的多个长轴规划视图和短轴

规划视图对该成像视图的人工识别。

41. 一种磁共振成像系统,所述磁共振成像系统包括至少一个处理器,所述至少处理器从(原始和/或彩色的)SENC图像中自动地执行患者的心室的分段并从SENC图像中测量患者的心室的尺寸。

42. 一种用于磁共振成像系统的具有电路的成像处理系统,所述电路生成系列SENC原始心脏图像,所述SENC原始心脏图像被组合在一起以获得心脏肌肉的解剖序列和应变序列,其中心脏图像的应变序列具有对应于应变值的计算值的颜色编码的周边或者分段,其中应变值包括应变速率、平均应变或均值应变中的至少一个。

## 通过来自磁共振成像的应变测量值快速定量评估心脏功能

### [0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2016年4月27日提交的序列号为62/328,374的美国临时申请以及于2016年11月1日提交的序列号为62/415,767的美国临时申请的优先权,所述申请的内容通过引用并入本文,如同在此完整地说明。

### [0003] 版权声明

[0004] 本专利文件的公开内容的一部分包含受版权保护的材料。版权所有 MyoCardial Solutions, Inc. (心肌解决方案股份有限公司) 不反对任何人复制出现在专利及商标局专利文件或记录中的专利文件或专利公开内容,但在其他方面保留所有版权。

### 技术领域

[0005] 本发明涉及磁共振成像 (MRI) 领域。

### 背景技术

[0006] 诸如磁共振成像、CT和超声的医学成像技术的改进使得以显示结构和运动两者的方式对内部解剖特征成像成为可能。对诸如心脏病的特定医学病症的更好诊断通常需要可以快速获得的成像,并且提供关于解剖结构和功能两者的信息。因此,持续需要对诸如心脏或其他器官的各种组织区域进行定量成像,这会降低主观性和对于正在读取的医生的经验的依赖。

[0007] 磁共振成像 (MRI) 已经成为用于非侵入性诊断的成像的主要手段。通过在对组织无危险的电磁波谱区域中操作,可以重复获取磁共振成像图像而不会对患者造成危险。这里所使用的术语“图像”可以指单个图像或多个图像。

[0008] 非磁共振成像医学成像技术通常不适合于独立于观察者的成像。这些技术,例如超声,会涉及在被成像的组织附近可能向患者身体施加压力的侵入性装置或皮肤探针。因此,这些成像技术通过施加压力会干扰某些器官的功能,从而导致可能干扰被成像的组织的运动和功能的组织变形。

[0009] 现有的磁共振成像程序是冗长的(至少20分钟),并且涉及将患者放置在磁体的孔洞内至少持续这段时间。这有许多缺点。将患者放置在闭合孔的磁体内为心脏成像提供最佳质量,但对于患者而言极其不方便且对患者的任何运动非常敏感。对长期保持静息的限制的遵从使患者非常难以坚持;因此,获得的心脏图像经常遇到较低的图像质量。此外,对于具有不同程度的幽闭恐惧症的许多患者而言,在磁体内部持续大量时间是非常困难的,这会导致干扰成像质量的额外运动并会导致过早中断或终止成像,从而使得诊断信息毫无价值。

[0010] 除了在磁体内停留的长度之外,应该在扫描期间在没有患者运动(包括呼吸)的情况下执行不同图像的采集。这要求患者屏住呼吸约10秒钟并重复多次,同时在磁铁孔洞内保持静息。

[0011] 这种需要患者高度遵从的成像复杂性明显降低了所得到的心脏图像的质量,这导

致在读取者之间的显著变化,该读取者主观地评估图像内包含的诊断信息。

## 发明内容

[0012] 本发明的实施例涉及用于通过非侵入性地测量壁肌的分段收缩力来快速、定量且全面的评估心脏的系统、电路和方法,可选地还测量全局功能。所述方法可以快速执行,例如以患者驻留在磁共振成像磁体内的最短时间为5分钟或更短,通常在5分钟内,甚至短至15秒,以便产生所有测量值。所述方法产生提供心肌的客观评估和衰弱的指示的应变测量值,并且可以指示该衰弱是否可逆。

[0013] 本发明的实施例可以在静息或应激下使心脏成像;后者用于评估由冠状动脉狭窄引起的局部缺血以评估心脏功能或者损伤或疾病,例如诊断患有冠状动脉疾病的患者。

[0014] 本发明的实施例涉及生成心肌变形的定量应变测量值的方法、系统和电路,所述定量应变值提供心肌功能的客观评估和衰弱的指示,以及衰弱的心肌是否可逆。所述方法、系统和电路可以在静息和/或应激下对心脏成像,后者评估由冠状动脉狭窄引起的局部缺血以诊断患有冠状动脉疾病的患者。

[0015] 本发明的实施例提供用于使用磁共振成像以高精度和短的患者在孔洞内的时间(通常小于2分钟,例如在磁共振成像磁体孔洞内花费的时间在2分钟至30秒之间)快速评估心肌功能的方法、系统和电路。这时间段足以获得计算应变测量值所需的信息,其中所述应变测量值可以提供对心肌功能的全面评估。

[0016] 本发明的实施例涉及快速、定量的心脏评估,所述心脏评估包括采用应变编码成像(SENCE)的基于应变的成像技术,所述成像技术是用于对诸如心脏肌肉的组织区域变形进行成像的磁共振成像技术。沿多个采集平面生成多个应变序列允许对与心肌收缩和功能相关的周向和纵向的应变进行全局和/或区域的评估。本发明涉及通过非侵入性地测量壁肌的整体功能和分段收缩力来快速、定量和全面的评估心脏的系统、方法和电路。

[0017] 所述方法、系统和电路可以采用快速应变编码(SENCE)脉冲序列,以在单次心跳中获取心脏周期期间和心脏的切片(平面)内的心肌功能的图像序列。该系列SENCE原始图像可以组合在一起以获得该切片中的心肌的解剖序列和应变序列。具有高调谐的SENCE原始序列显示心脏组织在收缩末期与肺组织和血液相比是亮的,而肺组织和血液与明亮的组织相比显示出更暗,通常暗很多。该对比度允许心肌的快速分段(即,在图像中隔离)与身体的其他组织分离。解剖序列显示心脏组织与身体其他组织一样亮,同时抑制心腔内的血液的信号(称为黑血成像)。应变序列显示心动周期期间的心肌的收缩和松弛的测量值;从而提供心肌收缩力的测量值。在美国专利6,597,935:Method for harmonic phase magnetic resonance imaging;美国专利7,741,845:Imaging tissue deformation using strain encoded MRI;和美国专利7,495,438:Three dimensional magnetic resonance motion estimation on a single image plane中的一个或多个中可以找到示例性SENCE脉冲序列和协议的进一步讨论。这些专利的内容在此引入作为参考,如同在此完整叙述一样。

[0018] 可以在磁共振成像磁体的孔洞内的最小患者时间来执行本发明的实施例。扫描序列可以在5分钟内的自由呼吸期间进行,并且可以短至15-90秒,以便生成数据以产生所有定量测量值。例如,可以通过来自6个不同平面的6个应变序列获取整个扫描序列,从而提供6个心跳内的全局功能和分段收缩力的完整评估。

[0019] 最小应变(指示与峰值收缩相关联的肌肉的最大缩短)提供肌肉健康的定量评估,正常还是衰弱,以及该衰弱是暂时的(可逆的)还是永久的(不可逆的)。获取覆盖心脏的多个平面的多个应变序列计算整个心脏的全局和区域的功能。例如,心脏的3个短轴视图和3个长轴视图可以足以全面了解心室的收缩性。

[0020] 本发明的实施例采用应变测量值,所述应变测量值提供心肌的客观评估和衰弱的指示,以及衰弱是否可逆。指示心肌是“正常”还是“异常”以及“可逆”还是“不可逆”的通用应变值已经对男性和女性以及所有年龄组进行了验证。应变值小于-17%描绘正常心肌;应变值在-17%和-10%之间检测到异常但可逆的心肌;大于-10%的应变值识别异常且不可逆的心肌。

[0021] 虽然本发明的实施例使用SENC来测量应变以评估心肌在心脏收缩期间的收缩性,但是另一个度量可以用于评估心肌在心脏舒张期间的松弛。本发明的实施例还在用于计算应变值的相同分段中测量心脏松弛阶段期间的应变速率。这些测量显示心肌的不同特性,所述特性为与舒张期心脏问题相关的僵硬。在舒张期测量应变速率直接测量肌肉的空间变形,这可以与放松相关。识别最小舒张应变速率 $< -31\text{秒}^{-1}$ 的患者会识别患有心肌功能障碍且有舒张性心力衰竭风险的患者。

[0022] 本发明的实施例还测量心脏的各个隔室之间或者整个单个心室内的应变和/或应变速率的暂时差异,以识别不同步性并预测各种管理算法对改进的影响。评估与收缩期间的组织变形相关联的峰值应变之间的时间差,或者计算左束支传导阻滞患者和/或透壁梗塞患者的先前已知和公布的周向均匀度比值估计[CURE]指数值,可以用于确定可以受益于重新同步治疗或者解决心肌收缩延迟的其他干预的心力衰竭。通过改变各个隔室和/或整个隔室本身的收缩时间来测量整个心动周期中的应变并优化预测的射血分数提高,可以利用各种方式来估计治疗成功的可能性以识别响应者和/或指导引导或其他刺激方式的设置策略,以优化心脏的同步和收缩。

[0023] 本发明的实施例包括可以使用心脏的多次快速扫描,至少一种处于静息和至少一种处于不同程度的应激,来执行的应激检查,以检测冠状动脉疾病的局部缺血特征。可以使用具有非药理学或药理学的应激机制的应激测试来完成应激。具有其更高的灵敏度的SENC应变成像需要更少的应激来准确识别缺血心肌,因此缩短采集时间,使患者暴露于更低水平的应激下,并降低引发应激反应的风险。这可以通过施用更小剂量的药理学试剂、使用引起较低应激反应的风险较小的药剂、和/或在患者仰卧位于台子上的情况下结合非药理学机制(例如,跑步机、Valsalva动作、最低限度的上身或下身运动)来识别缺血,以加快SENC成像。

[0024] 除了心脏的评估之外,应变成像可以用于规划心脏位置以准备成像。任何心脏磁共振成像的一个重要阶段是识别心脏的位置并确定成像平面沿着心脏主轴的正确方向。径向应变编码脉冲序列可以用于自动定位心脏并确定心脏的成像平面。自动规划的使用消除了任何心脏磁共振成像检查中的耗时、依赖于用户且重要的部分。自动规划可以与心脏功能的SENC成像一起使用,或者可以结合到现有的磁共振成像技术中以减少与任何心脏磁共振成像检查相关联的时间。

[0025] 本发明的实施例还包括应变序列的自动分段,以增加计算全局函数和分段收缩力的速度,而不必手动创建限定心室壁的轮廓。通过提高分段的速度、可靠性和标准化,也可

以在替代的磁共振成像的成像模式期间使用自动分段。

[0026] 使用SENC来分段心室的本发明实施例还可以允许使用磁共振成像快速且自动地计算传统测量值(例如,射血分数、隔室容积、每搏排出量、隔室质量等)。

[0027] 本发明的实施例提供SENC成像作为心脏或非心脏的磁共振成像期间的EKG监测的补充或替代来评估心脏功能。通过在患者的特定扫描会话期间定期用SENC对心脏功能进行成像,应激物因素对患者的影响、患者对长时间在孔洞内的反应(例如,幽闭恐怖症等)和/或在患病患者中可能发生的临床事件(例如,心肌梗塞)可以在整个成像过程中监测。因此,本发明的实施例可以提供一种自动监测系统或方法,所述系统或方法使用SENC成像监测在位于磁体的孔洞中时的心脏状态或不利事件的可能性,并检测变化和根据安全协议向临床医生生成警报。

[0028] 虽然已经针对左心室和右心室优化了本发明的实施例,但是除了左心室和右心室之外,所述实施例也适用于心脏的所有隔室,包括左心房和右心房。虽然描绘心肌功能障碍的全局应变和应变速率值对于心房可能不同,但是这些实施例也包括收缩功能、舒张功能和不同步性的SENC成像。

[0029] 本发明的实施例包括医学决策树和使用来自标准化SENC应变报告的诊断信息的方法。这些应用包括指导医疗管理以优化心肌健康,防止心力衰竭的发展,和/或延迟或中断心力衰竭进展。SENC成像还可以用于预测治疗对改善心肌功能的影响,识别接受手术或之前接受过手术或经皮介入治疗的患者的心力衰竭进展风险,并通过比较引起应激反应之后的应变序列来识别患有冠状动脉疾病的缺血患者。

[0030] 本发明的实施例涉及医疗工作站,所述医疗工作站包括至少一个显示器和电路,所述电路至少部分地内置或者与磁共振成像扫描仪通信且与至少一个显示器通信。所述电路包括至少一个处理器,所述至少一个处理器:获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个系列的磁共振成像图像,在为五分钟或者更短的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,对于患者的心脏的不同单次跳动拍摄每个系列的磁共振成像图像;基于患者的心脏的所述多个系列的磁共振成像图像测量患者的心脏的心肌心脏组织的应变;以及

[0031] 生成具有多个相邻隔室的纵向心脏模型和周向心脏模型,其中所述隔室基于所测量的应变被颜色编码。

[0032] 具有所述至少一个处理器的所述电路可以控制磁共振成像扫描仪获取所述多个系列的磁共振成像图像作为自由呼吸图像,而不需要来自心脏的作为长轴平面和短轴平面的六个不同平面的心动门控。

[0033] 具有所述至少一个处理器的所述电路可以生成用于不同的长轴平面和短轴平面的系列的磁共振成像图像的相应影像,并使得所述至少一个显示器显示磁共振成像图像的影像,以及可选择地在磁共振成像图像的影像中的心肌心脏组织使用颜色来显示应变测量值,所述颜色在整个心动周期中基于应变变形量随着时间变化。

[0034] 应变测量值可以在心脏模型中被颜色编码以表现心脏肌肉收缩的五种状态:运动过度、正常运动、运动不足、运动不能和运动障碍。

[0035] 具有至少一个处理器的电路可以使至少一个显示器同时显示具有应变测量值的多个心脏模型,并且可以进一步生成视觉参考条并且使得所述至少一个显示器同时显示所

述视觉参考条,所述视觉参考条识别对应于可逆性心肌功能障碍的第一通用应变值以及对应于不可逆的心肌功能障碍的第二通用应变值。

[0036] 具有至少一个处理器的电路可以使得至少一个显示器同时显示具有所测量的应变的所生成的多个心脏模型,并且可以被同时显示的所生成的心脏模型包括用于周向应变的、具有所测量的应变的三室心脏模型、四室心脏模型和两室心脏模型。

[0037] 三室心脏模型、四室心脏模型和两室心脏模型可以显示至少七个相邻的隔室,所述至少七个相邻的隔室与基部下外侧隔室、中间下外侧隔室、顶侧下外侧隔室、基部前隔室、中间前隔室、顶部前隔室和顶盖相关联,并且每个隔室可以具有不同的测量应变值。

[0038] 同时显示的心脏模型可以包括具有基部区域、中部区域和顶部区域的纵向应变隔室模型。基底区域和中部区域的每一个都可以包括前壁隔室、前间壁隔室、下间壁隔室、下隔室、下外侧隔室和前外侧隔室。顶部区域可以包括前隔室、中隔隔室、下隔室和侧隔室。

[0039] 具有至少一个处理器的电路可以控制磁共振成像扫描仪生成脉冲序列,以获得患者的心脏的多个系列的磁共振成像图像,用于测量具有如下定义的编码频率 ( $w_0$ )、低调 ( $w_L$ ) 和高调 ( $w_H$ ) 的应变:

$$[0040] \quad w_0 = (1+s_{\max}) \times (1+s_{\min}) / (s_{\max}-s_{\min}) \times 1/H$$

$$[0041] \quad w_L = (1+s_{\min}) / (s_{\max}-s_{\min}) \times 1/H$$

$$[0042] \quad w_H = (1+s_{\max}) / (s_{\max}-s_{\min}) \times 1/H$$

[0043] 条件是  $s_{\max} < 1+2 \cdot s_{\min}$ , 其中 H 是以 mm 为单位的切片厚度。

[0044] 具有至少一个处理器的电路还可以:从横向面、矢状面和冠状面获得心脏的系列磁共振成像图像以生成心脏的伪两室视图,以确定患者的心脏在 MR 扫描仪的孔洞中的方位;从获得的磁共振成像图像中识别伪两室平面或伪四室平面;对于单次心跳从伪两室平面或伪四室平面中获得系列磁共振成像图像;从伪两室平面的系列磁共振成像图像中生成伪两室应变编码影像,或者从伪四室平面的系列磁共振成像图像中生成伪四室应变编码影像;然后从伪两室应变编码影像中识别伪四室平面或者从伪四室应变编码影像中识别伪两室平面;从伪两室应变编码影像中识别三个短轴成像平面作为用于与所计算的应变测量值相关的所述多个系列的磁共振成像图像的短轴平面;从三个所识别的短轴平面的系列磁共振成像图像中生成短轴基部 (SAB)、短轴内侧 (SAM) 和短轴顶端 (SAA) 应变编码的影像;以及从伪两室应变编码影像中识别三个长轴成像平面作为用于与应变测量值相关的多个系列的磁共振成像图像的纵向平面。

[0045] 具有至少一个处理器的电路可以:从伪两室平面和/或伪两室应变编码影像中搜索所述系列磁共振成像图像,以识别具有最大总强度信号的、带有时间的磁共振成像图像,以便识别心动周期的接近结束的心脏收缩段;投射划分左心室的线,用于伪四室平面的识别;以及投射划分左心室的三条线,用于所述三个短轴平面的识别。

[0046] 来自伪两室平面和/或伪两室应变编码影像的、可以识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像的所述系列磁共振成像图像为高调谐原始应变编码的磁共振成像图像。

[0047] 具有至少一个处理器的电路可以:创建患者的心脏的心肌区域的活动形状模型 (ASM),所述活动形状模型具有形状和多个节点或点;通过组合包括心肌掩码和血池掩码的两个二进制掩码来生成心肌掩码,以检测患者的心脏的心肌的位置;生成累积 (ACC) 图像,所述累积图像表示收缩末期的心肌;使 ACC 图像与心肌掩码相关以确定心肌的位置;以及在

整个心动周期内使用具有相关性的活动形状模型 (ASM) 作为用于活动形状模型 (ASM) 的初始值追踪心肌, 以获得不同的长轴切片和短轴切片的系列磁共振成像图像。

[0048] 具有至少一个处理器的电路使用来自长轴平面和短轴平面的系列磁共振成像图像切片从所测量的应变中计算舒张应变速率, 或者使用来自长轴平面和短轴平面的系列磁共振成像图像切片计算作为所测量的应变的舒张应变速率。

[0049] 具有至少一个处理器的电路还可以: 获得心肌心脏组织的确定分段的作为时间的函数的应变测量值作为所测量的应变; 计算作为时间的函数的应变测量值的一阶导数; 以及将舒张期应变确定为所计算的一阶导数的最大正值。

[0050] 所测量的应变可以包括第一组应变测量值, 并且所生成的纵向心脏模型和周向心脏模型为第一组纵向和周向心脏模型。具有至少一个处理器的电路还可以: 在物理或化学诱发的应激激发之后获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个第二系列的磁共振成像图像, 其中在为5分钟或更短的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下, 对于患者的心脏的不同单次心跳拍摄每个系列的MI图像; 以及基于患者的心脏的所述多个第二系列的磁共振成像图像获得患者的心脏的心肌心脏组织的第二组区域应变测量值和全局应变测量值; 以及生成以下模型中的至少一个: 具有多个相邻隔室的激发后的一组纵向心脏模型和周向心脏模型, 其中隔室基于来自第二系列的磁共振成像图像切片的应变测量值被颜色编码; 或者具有多个相邻隔室的激发后的一组纵向心脏模型和周向心脏模型, 其中隔室基于第一组应变测量值和第二组应变测量值之间的差值被颜色编码。

[0051] 具有至少一个处理器的电路可以生成激发后的两组纵向心脏模型和周向心脏模型, 并使所述至少一个显示器与第一组心脏模型同时地显示激发后的两组纵向心脏模型和周向心脏模型。

[0052] 激发为仅需要心率每分钟增加10次心跳的低应激激发, 并且其中具有所述至少一个处理器的所述电路能够根据激发后的低应激激发来比较第一组应变测量值和第二组应变测量值。

[0053] 具有至少一个处理器的电路可以基于心动周期中的应变的空间非均匀性来评估患者的心脏的隔室之间和/或心脏的单个心室中的心脏收缩的不同步性。

[0054] 具有至少一个处理器的电路可以根据0到1之间的数字来识别不同步性, 该不同步性是针对心脏的分段和/或腔室, 基于心动周期的峰值缩短随时间的分布, 根据在心脏的不同位置处和心动周期的不同时间点获得的应变测量值被计算的, 其中“0”表示完全不同步, “1”表示完全同步。

[0055] 所述电路可以计算全局应变测量值并将该全局应变测量值与所显示的预定义全局值进行比较以指示正常组织和异常组织, 从而将异常组织描绘为可逆或不可逆。

[0056] 其他实施例涉及快速评估心脏功能的方法。所述方法包括以下步骤: 将患者放置在磁共振成像扫描仪的孔洞中; 从横向面、矢状面和冠状面以电子方式获得应变编码 (SENC) 磁共振成像图像的规划视图, 以生成心脏的伪两室视图, 以便确定患者的心脏在所述MR扫描仪的孔洞中的方位; 从所获得的SENC图像的规划视图中识别伪两室或伪四室成像平面; 从单次心跳内的伪两室成像平面或伪四室成像平面以电子方式获得系列磁共振成像图像; 从来自所述单次心跳内的伪两室成像平面或伪四室成像平面的系列磁共振成像图像

中的高调谐原始磁共振成像图像中,以电子方式识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像作为是与心脏收缩末期(心脏的最大收缩)相关联的磁共振成像图像切片;基于所识别的与心脏收缩末期相关联的磁共振成像图像以电子方式识别三个短轴成像平面;从识别出的与心脏收缩末期相关联的磁共振成像图像中识别三个长轴成像平面;以电子方式获得用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面中的每一个的第一系列磁共振成像图像,其中用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面的第一系列磁共振成像图像中的每一个是在图像会话期间针对患者的心脏的不同单次心跳被拍摄的,并且其中规划磁共振成像图像和成像平面的第一系列磁共振成像图像是在5分钟的主动扫描时间内且在患者在所述磁共振成像扫描仪的孔洞中少于五分钟的情况下被获得的;基于用于患者的心脏的所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面中的每一个的所获得的第一系列磁共振成像图像,以电子方式生成患者的心脏的心肌心脏组织的第一组区域应变测量值和全局应变测量值;以及在患者离开磁体孔洞的15分钟内以电子方式生成具有多个相邻隔室的纵向心脏模型和周向心脏模型,从而快速评估心脏功能,其中所述隔室基于第一组应变测量值被颜色编码。

[0057] 规划视图和所获得的第一系列磁共振成像的成像视图可以为自由呼吸磁共振成像图像,从而不需要进行屏住呼吸的信号获取或不需要心动门控,并且其中第一系列磁共振成像图像在患者在磁体的孔洞中保持1-3分钟之间的情况下被获得。

[0058] 所述方法还可以包括以下步骤:向患者提出应激激发;以电子方式获得用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面的每一个的第二系列磁共振成像图像,其中用于所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面的第二系列磁共振成像图像的每一个都在小于5分钟的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,针对患者的心脏的不同单次心跳的心动周期被拍摄的;基于所获得的磁共振成像用于患者的心脏的所述三个短轴成像平面和所述三个长轴成像平面中的每一个的所获得的第二系列磁共振成像图像,以电子方式生成患者的心脏的心肌心脏组织的第二组区域应变测量值和全局应变测量值;以及在患者离开磁体的孔洞15分钟内,以电子方式生成具有多个相邻隔室的纵向心脏模型和周向心脏模型,其中隔室基于第二组应变测量值被颜色编码。

[0059] 该方法还可以包括以电子方式生成具有多个相邻隔室的激发后的一组纵向心脏模型和周向心脏模型,其中隔室基于第一组应变测量值和第二组应变测量值之间的差值被颜色编码。

[0060] 该方法可以包括基于心脏模型的不同隔室的应变值的变化,同时显示具有第一组应变测量值和第二组应变测量值的心脏模型以及激发后的一组心脏模型。

[0061] 应激激发是激发仅需要心率每分钟增加10次心跳的低应激激发。

[0062] 所述方法可以包括基于在心动周期内的应变的空间非均匀性,以电子方式评估患者的心脏的隔室之间和/或在心脏的单个心室中的心脏收缩的不同步性。

[0063] 所述方法可以包括基于从在心脏的不同位置处和心动周期的不同时间点获得的第一组应变测量值中的心动周期随时间的峰值缩短的分布,以电子方式计算在心动周期的时间周期内的所有分段的不同步性。

[0064] 其他实施例涉及在磁共振成像扫描会话期间监视患者的心脏的方法。所述方法包

括以下步骤:在磁共振成像扫描会话期间以电子方式获得患者的目标解剖结构在单次心跳内的系列磁共振成像图像;在磁共振成像扫描会话期间以电子方式获得患者的心脏的系列应变编码 (SENC) 磁共振成像图像;在扫描会话期间以电子方式自动监测患者的心脏的状态,以基于所获得的SENC磁共振成像图像检测在扫描会话期间的潜在的不良心脏事件;和如果检测到潜在的不良心脏事件,则以电子方式自动生成警报。

[0065] 其他实施例涉及识别心脏功能障碍或损伤的方法。所述方法包括以下步骤:(以电子方式)比较心脏的不同隔室或心脏的不同区域的应变测量值,以基于在心动周期内的应变的空间非均匀性来识别不同步性。

[0066] 其他实施例涉及通过使用来自长轴和短轴平面的磁共振成像图像切片的应变编码 (SENC) 磁共振成像图像,以电子方式确定患者的心脏的舒张应变测量值来评估心脏状态的方法,以评估心脏功能、机能障碍、疾病或损伤中的至少一种。

[0067] 其他实施例涉及一种工作站,包括:至少一个显示器;和电路,所述电路至少部分地内置或者与磁共振成像扫描仪通信且与所述至少一个显示器通信。所述电路包括至少一个处理器,所述处理器:获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个系列的磁共振成像图像,其中在为小于五分钟的主动扫描时间的图像会话期间且在患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中的情况下,针对患者的心脏的不同单次心脏跳动拍摄每个系列的磁共振成像图像患者的心脏;以及使用来自长轴平面和短轴平面的所述系列磁共振成像图像获得患者的心脏的收缩应变测量值和舒张应变测量值。收缩应变测量值为负值,而舒张应变测量值为正值,可选地,舒张应变测量值包括计算作为时间函数的应变的一阶导数。

[0068] 具有至少一个处理器的电路可以:获得心肌心脏组织的限定分段的作为时间的函数的应变测量值;计算作为时间的函数的应变测量值的一阶导数;以及将舒张应变确定为所计算的一阶导数的最大正值。

[0069] 其他实施例涉及规划患者的心脏的扫描平面的方法。所述方法包括以下步骤:从横向面、矢状面和冠状面以电子方式获得应变编码的磁共振成像图像以生成心脏的伪两室视图,以确定患者的心脏在MR扫描仪的孔洞中的方位;从所获得的磁共振成像图像中以电子方式识别伪两室平面或伪四室平面;对于单次心跳以电子方式从伪双室平面或伪四室平面中获得系列磁共振成像图像;以电子方式检查所获得的系列磁共振成像图像,以识别带有时间的、具有表示心动周期的收缩末期段的最大总强度信号的磁共振成像图像;投射划分所识别的磁共振成像图像的左心室的三条线以识别三个短轴成像平面;和通过所识别的磁共振成像图像投射划分线以识别三个长轴成像平面。

[0070] 所述系列磁共振成像图像来自伪两室平面,和/或从来自伪两室平面的所述系列磁共振成像图像生成的、用于识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像切片的伪两室应变编码影像为高调谐原始应变编码影像。

[0071] 所述系列磁共振成像图像是来自伪四室平面,和/或由来自伪四室平面的所述系列磁共振成像图像生成的、用于识别具有最大总强度信号的磁共振成像图像切片的伪四室应变编码影像为高调谐原始应变编码影像。

[0072] 其他实施例涉及用于心脏的快速磁共振成像成像的方法。所述方法包括以下步骤:从心脏的切口的单个视图以电子方式提供SENC脉冲序列以获取应变影像,且然后由心脏的切口的多个视图获取多个影像。每个影像是在单次心跳内被获取的。

[0073] 其他实施例涉及用于从磁共振成像图像量化肌肉收缩性的方法,包括以下步骤:以电子方式传送多个SENC脉冲序列;从心脏的多个视图的SENC脉冲序列中以电子方式获取应变影像;从所述应变影像中以电子方式计算在心肌的各个分段处的应变测量值;和基于与所计算的应变测量值相关联的收缩程度对在心脏的至少一个模型中的应变值进行颜色编码。

[0074] 另外的实施例涉及用于由磁共振成像图像量化患者的心脏的肌肉收缩性的应激的方法。所述方法包括以下步骤:传送多个SENC脉冲序列,用于获得心脏的多个视图的图像;从心脏的多个视图的SENC脉冲序列中获取应变影像;从应变影像中以电子方式自动计算在心肌的单个分段处的应变值;和在将应激施加到患者时对至少一个心脏模型的隔室中的收缩力的降低进行颜色编码,以指示与冠状动脉疾病相关联的减少的血液灌注。

[0075] 其他实施例涉及包括处理器的磁共振成像系统,所述处理器使用用于成像视图的自动规划的SENC图像(原始和/或彩色的),以从而提供合适的成像视图,而不需要基于用于适当的成像视图的多个长轴规划视图和短轴规划视图对该成像视图的人工识别。

[0076] 另外的其他实施例涉及具有至少一个处理器的磁共振成像系统,所述至少处理器从(原始和/或彩色的)SENC图像中自动地执行患者的心室的分段并从SENC图像中测量患者的心室的尺寸。

[0077] 其他实施例涉及用于磁共振成像系统的具有电路的成像处理系统,所述电路生成系列SENC原始心脏图像,所述SENC原始心脏图像被组合在一起以获得心脏肌肉的解剖序列和应变序列,其中心脏图像的应变序列具有对应于应变值的计算值的颜色编码的周边或者分段。应变值包括应变速率、平均应变或均值应变中的至少一个。

## 附图说明

[0078] 该专利或申请文件包含至少一个彩色附图。具有彩色附图的本专利或专利申请公开文本的副本将在请求和支付必要费用后由专利局提供。

[0079] 图1是示例性磁共振成像扫描仪系统的示意图;

[0080] 图2A-2C是根据本发明实施例的磁共振成像成像系统的不同配置的示意图;

[0081] 图3A-3C是根据本发明实施例的用于在磁体的孔洞中获得具有最小持续时间的心脏图像信号的系列步骤的一个示例的示意图;

[0082] 图4是根据本发明实施例的用于图像分析的电路的示意图,该电路可以生成具有定量应变值的报告/填充标准化的分区长轴和短轴的心脏模型;

[0083] 图5A-5E是具有工作站的磁共振成像扫描仪系统的输出的示例图,所述工作站具有带有根据本申请实施例的心脏模型的显示器,图5A显示在应用患者应变数据之前的心脏应变标准化模型,图5B示出插入磁体孔洞中以允许获取应变序列的患者,图5C示出对心脏扫描多个不同视图(显示为六个切片)并以快速方式(即,在1分钟内)为每个视图生成活动的心脏的影像的心脏评估模块,图5D示出沿着一个平面对应变序列进行轮廓绘制以使得心脏模块可以计算全局和节段的应变值以便在由磁体对患者进行提取时生成报告,图5E示出沿着不同平面由不同应变序列生成的另一个轮廓以及具有带有全局和节段的应变值的原始(预应激或无应激)数据的报告、以及具有心脏图像的相邻窗口的显示器;

[0084] 图6是根据本发明实施例的具有全局测量以及短轴和长轴区分模型的示例性结果

报告,其中填充有计算的应变值,并且可以可选地包括全局测量和其他测量;

[0085] 图7是根据本发明实施例的应变值与心脏状况/状态的图示;

[0086] 图8是根据本发明实施例的可以由电路(即,使用至少一个数字信号处理器)执行的用于MR SENC图像的自动分段的动作的流程图的方框图;

[0087] 图9A-9H示出根据本发明实施例的用于构建ACC(“累积”)图像的系列动作;

[0088] 图10A-10C是具有切口/切片平面的SENC原始图像,其可以用于根据本发明实施例的成像视图的快速自动规划;

[0089] 图11A是根据本发明实施例的具有示例性步骤的方法的视图,该示例性步骤可以用于磁共振成像扫描仪以使用SENC应变图像快速规划心脏成像;

[0090] 图11B显示根据本发明实施例的系列动作和输出的图示,包括由图11A描述的快速规划步骤所生成的图像;

[0091] 图12是根据本发明实施例的用于自动规划(指示)以与图11A和11B中获得的平面相似地找到相同6个平面的示例性方法动作的图示;

[0092] 图13A是根据本发明实施例的静息(顶行)、受到应激(第二行)和第三行的快速扫描的应激结果报告的视图,其中区分开的心脏模型由第一行和第二行之间的应变值的变化填充,这特别有利于指示潜在的局部缺血;

[0093] 图13B是具有不同颜色编码的可选的应激结果报告的视图,该不同颜色编码使得应激测试不仅计算指示潜在缺血的静息状态和应激状态之间的应变变化,还包括根据本发明的实施例在鉴定心肌活力的应激下的应变的改进(应变值降低);

[0094] 图14是根据本发明的实施例的根据通过SENC成像获得的应变测量通过测量不同区的舒张应变率来量化舒张功能障碍的示例性步骤的方框图;

[0095] 图15是显示根据本发明实施例的用于利用SENC应变映射来测量在不同位置 and 不同时间点获得的应变测量的心脏收缩不同同步性的三种方法的方框图;

[0096] 图16是根据本发明实施例的利用SENC测试来筛选和管理具有心力衰竭风险因素的患者示例性决策树的方框图;

[0097] 图17是根据本发明实施例的用于根据用于治疗决策的量化的SENC应变值来定制患者管理的示例性决策树的方框图,所述治疗决策可以帮助预防、延迟和/或中断心力衰竭发展;以及

[0098] 图18是根据本发明实施例的说明SENC成像测量应变和应变率的能力的示例性评估协议的方框图,以便量化具有指示收缩力心力衰竭的减少的射血分数的心力衰竭以及具有指示舒张性心力衰竭的维持的射血分数的心力衰竭的程度和风险。

## 具体实施方式

[0099] 现在将在下文中参照附图更全面地说明本发明,附图中示出了本发明的示例性实施例。相同的附图标记表示相同的元件,并且可以使用不同数量的上标指示符撇号(例如,10、10'、10''、10''')来指明相同元件的不同实施例。术语“图”在说明书和附图中可以作为其缩写与单词“视图”互换使用。在附图中,为了清楚起见,特定的层、部件或特征可能被放大,并且除非另有说明,否则虚线显示可选的特征或操作。

[0100] 在附图中,为了清楚起见,可以放大区域或特征的相对尺寸。然而,本发明也可以

以许多不同的形式实施,并且不应该被解释为限于这里阐述的实施例;相反,提供这些实施例是为了使本公开内容透彻且完整,并且向本领域技术人员充分传达本发明的保护范围。

[0101] 应当理解的是虽然这里可以使用术语第一、第二等来说明各种元件、部件、区域、层和/或部分,但是这些元件、部件、区域、层和/或部分应当不受这些术语的限制。这些术语仅用于将一个元件、部件、区域、层或部分与另一个区域、层或部分区分开。因此,在不背离本发明的教导的情况下,下面讨论的第一元件、部件、区域、层或部分可以被称为第二元件、部件、区域、层或部分。

[0102] 本文可以使用空间相对术语,例如“下方”、“之下”、“下部”、“之上”、“上方”等,以便于说明,以描述一个元件或特征与(多个)另外的元件或(多个)特征的关系,如图所示。应当理解的是除了图中所示的方位之外,空间相对术语旨在包括使用或操作中的装置的不同方位。例如,如果图中的装置被翻转,则被描述为在其他元件或特征“下方”或“之下”的元件将被定向成在其他元件或特征“之上”。因此,示例性术语“下方”可以包括上方和下方的方位。

[0103] 术语“大约”是指在所述值的 $\pm 20\%$ 范围内的数值。

[0104] 如本文所使用,除非另有明确说明,否则单数形式“一”、“一个”和“该”也旨在包括复数形式。将进一步理解,当在本说明书中使用时,术语“包括”和/或“包含”指明所述特征、整体、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但不排除一个或多个其他特征、整体、步骤、操作、元素、部件和/或其群组的存在或添加。应当理解,当一个元件被称为“连接”或“连结”到另一个元件时,所述一个元件可以直接连接或连结到另一个元件,或者可以存在中间元件。如这里所使用的,术语“和/或”包括相关所列项目中的一个或多个的任一个和所有组合。

[0105] 除非另外限定,否则本文使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的相同含义。将进一步理解的是,除非在此明确限定,否则诸如在常用词典中定义的那些术语的术语应被解释为具有与其在本说明书和相关领域的上下文中的含义一致的含义,并且将不被理解为理想化或过度的解释。

[0106] 本发明的实施例旨在提高磁共振成像的成像能力,以更快速地量化和/或提供标准化报告,从而识别心脏异常和医生引导患者管理和/或治疗的趋势。

[0107] 术语“电路”是指整体为软件的实施例或者组合软件和硬件的两个方面、特征和/或部件(包括例如处理器和嵌入该处理器中且与该处理器相关联和/或可由该处理器执行的软件,以用于以编程方式引导和/或执行特定的所述动作、操作或方法步骤)的实施例。

[0108] 术语“以编程方式”表示可以由数字信号处理器和/或计算机程序代码引导和/或执行操作或步骤。类似地,术语“以电子方式”表示步骤或操作可以使用电子部件以自动方式执行,而不是手动或使用任何智力上的步骤。

[0109] 术语“MRI(磁共振成像)扫描仪”和“MR扫描仪”可互换使用,这涉及磁共振成像系统,并且包括高场磁体和操作部件,例如RF放大器、梯度放大器和通常引导脉冲序列并选择扫描平面的处理器。目前的商用扫描仪的示例包括:GE Healthcare:Signa 1.5T/3.0T; Philips Medical Systems:Achieva 1.5T/3.0T;Integra 1.5T;Siemens:MAGNETOM Avanto;MAGNETOM Espree;MAGNETOM Symphony;MAGNETOM Trio;和MAGNETOM Verio。还能想到可以使用垂直和水平孔洞的磁共振成像扫描仪系统。

[0110] 众所周知,MR扫描仪可以包括主操作/控制系统,该主操作/控制系统被容纳在位

于MR控制室中的一个或多个机柜中,同时磁共振成像磁体位于MR扫描套件中。控制室和扫描室可以被称为MR套件,两个室可以通过RF屏蔽墙隔开。术语“高磁场”是指场强超过0.5T,通常高于1.0T,更通常地在大约1.5T和10T之间。本发明的实施例可以特别适用于1.5T和3.0T的系统或者更高的场系统,例如4.0T、5.0T、6.0T、7T、8T、9T和类似场强的未来可预期的系统。本发明的实施例也可以用于较低场的便携式磁共振成像扫描仪系统。

[0111] 所述方法和系统还可以应用于从动物磁共振成像扫描仪获得的动物磁共振成像数据,但是会特别适用于人类患者。

[0112] 术语“患者”是指人和动物。本发明的实施例可以特别适用于人类患者。

[0113] 术语“自动地”表示操作可以基本上且通常完全地在没有手动输入的情况下执行,并且通常以编程方式被引导和/或执行。关于连接的术语“以电子方式”包括部件之间的无线和有线连接。

[0114] 术语“临床医生”是指内科医生、放射科医师、心脏病专家、物理学家、技师、护士、医师助理或者希望查看患者医疗数据的其他医疗人员。

[0115] 术语“工作站”是指与MR扫描仪相关联的显示器和/或计算机。具有至少一个处理器的工作站和/或计算机或者电路可以与MR扫描仪通信,可以部分或全部在MR扫描仪上,并且可以远离MR扫描仪,以供临床医生访问。

[0116] 本发明的实施例可以采用完全为软件的实施例或者组合软件和硬件的实施例的形式,所有实施例在本文中通常被称为“电路”或“模块”。此外,本发明可以采用计算机可使用的存储介质上的计算机程序产品的形式,该计算机可使用的存储介质具有嵌入介质中的计算机可使用的程序代码。可以使用任何适当的计算机可读介质,包括硬盘、CD-ROM、光学存储装置、诸如支持互联网或内联网的介质的传输介质、或者磁性存储装置。一些电路、模块或程序可以用汇编语言或者甚至微代码编写,以增强性能和/或内存应用。进一步应当理解的是程序模块中的任一个或所有的功能也可以使用分立的硬件部件、一个或多个应用型专用集成电路(ASIC)、或编程数字信号处理器或微控制器来实现。本发明的实施例不限于特定的编程语言。

[0117] 用于执行本发明的操作的计算机程序代码可以用面向编程语言(例如,Java、Smalltalk或C++)的对象编写。然而,用于执行本发明的操作的计算机程序代码也可以用传统的程序编程语言编写,例如“C”编程语言。程序代码可以作为独立的软件包完全在用户的计算机上执行、部分地在用户的计算机上执行,部分地在用户的计算机上且部分地在另一个计算机上执行、本地和/或远程或者完全在另一个本地或远程的计算机上执行。在后一种情况下,其他本地或远程计算机可以通过局域网(LAN)或广域网(WAN)连接到用户的计算机,或者可以(例如,利用互联网服务提供商通过互联网)连接到外部计算机。

[0118] 可以使用云计算服务(或多个云资源的聚集)来执行本发明的实施例,通常称为“云”。云存储可以包括联网计算机数据存储的模型,其中数据存储在多个虚拟服务器上,而不是托管在一个或多个专用服务器上。可以遵循防火墙和适当的安全协议来交换和/或分析患者数据。

[0119] 对传统磁共振成像技术已经改进的应变成像技术包括应变编码成像(SENCE),所述应变编码成像是用于成像组织(例如,心肌)的区域变形的磁共振成像技术。在此之前,磁共振成像中的相关技术发展不能提供包括组织变形的定量测量的组织的高质量图像。SENCE能

够测量心肌本身的运动,而不依赖于计算心外膜和心内膜之间的变化来估计区域壁运动。使用SENC直接测量心肌壁运动消除了人工估计所导致的误差,这些误差阻碍了先前磁共振成像或非磁共振成像评估心脏功能的技术。

[0120] 包括SENC的磁共振成像成像系统

[0121] 磁共振成像系统10(图1)使用具有高磁场磁体20m(1.5T、3T或者甚至更大或更低的磁场强度)的磁共振成像扫描仪20,其中患者可以被定位于由桌子22保持的可平移磁共振成像台面23的顶面上。台面23可以移动并滑入和移出磁共振成像磁体孔洞20b。可以从磁共振成像磁体室内部或磁体室外部的控制台(例如,在磁共振成像套件的控制室中)控制该运动。可以使用用于对胸腔或心脏成像的专用或常规的胸部线圈25。虽然患者可以处于任何成像位置,但心脏病患者的代表性位置是仰卧并首先进入磁共振成像足部。还应该注意的也是可使用垂直孔洞系统。

[0122] 图2A-2C是根据本发明实施例的磁共振成像成像系统10的不同配置的示意图。磁共振成像成像系统包括具有高磁场磁体20m的MR扫描仪20,并且包括SENC脉冲序列和工作站60,其中所述高磁场磁体具有孔洞20b。工作站60与心脏模块10M通信,并且模块10M可以包含软件以生成SENC脉冲序列并生成应变序列,并将结果汇编成标准化报告和/或与心肌收缩和功能相关的周向应变和纵向应变的全局值和区域值的的心脏模型。工作站60可以包括显示器60d。系统10可以包括具有至少一个处理器的电路10c,所述处理器用于对获得的磁共振成像图像进行成像处理,和/或所述系统可以包括SENC脉冲序列和/或应变序列中的一个或两者以及内置或远离工作站的计算,并且包括模块10M。系统10可以包括可以与胸部线圈25通信的T/R开关35。

[0123] 图2A示出系统10可以包括至少一个工作站60,所述工作站具有用于访问电路10c和/或心脏模块10M的入口。电路10c可以包括至少一个处理器,所述处理器被配置为提供SENC脉冲序列,分析原始SENC图像和/或计算应变测量值。模块10M可以保持在可通过LAN、WAN或互联网访问的远程服务器上。工作站60可以与MR扫描仪20和胸部线圈25通信。MR扫描仪20通常使用胸部线圈25且至少在传送/接收开关35上引导脉冲序列和图像采集的操作,这是本领域技术人员众所周知的。胸部线圈25可以是任何适当的胸廓或胸部线圈。工作站60可以包括具有GUI(图形用户输入)和访问门户60p的显示器60d。工作站60可以使用例如LAN通过相对宽带的高速连接访问模块10M,或者可以是远程的和/或可以具有较小的带宽和/或速度,并且例如可以通过WAN和/或互联网访问数据集。可以根据安全性提供防火墙。

[0124] 图2B示出模块10M可以部分或全部地包括在MR扫描仪20(即,控制台或计算机)中,所述MR扫描仪可以与工作站60通信。模块10M可以集成到具有图像处理电路的MR扫描仪的控制柜中。工作站60可以位于磁疗室和/或磁共振成像套件的控制室中,或者可以远离磁共振成像套件。

[0125] 图2C示出模块10M可以集成到与MR扫描仪20通信的一个或多个本地或远程的工作站60中。虽然未示出,但是模块10M的部件可以保持在扫描仪20和可以是远程或本地的一个或多个工作站60上。

[0126] 心脏模块10M中的一些或全部可以保持在可以与一个或多个扫描仪20通信的至少一个服务器上。可以使用云计算来提供至少一个服务器,所述云计算包括根据需要通过计算机网络提供计算资源。所述资源可以体现为各种基础设施服务(例如,计算、存储等)以及

应用程序、数据库、文件服务、电子邮件等。在传统的计算模型中,数据和软件通常都完全包含在用户的计算机上;在云计算中,用户的计算机可以包含很少的软件或数据(可能是操作系统和/或网络浏览器),并且可以仅用作在外部计算机的网络上出现的进程的显示终端。可以遵循防火墙和适当的安全协议来交换和/或分析患者数据。

#### [0127] 单心跳SENC采集

[0128] 应变编码成像 (SENC) 是用于对诸如心肌的组织的区域变形进行成像的磁共振成像技术。本发明的实施例使用SENC脉冲序列以在使用磁共振成像的心脏的相应切口/切片的单个视图中的单次心跳期间获取应变的影像(系列连续的磁共振成像图像)。然后从心脏的预定切口(词语“切口”在本文中也可互换地称为“切片”或“平面”)获得多个应变序列,以量化与心肌收缩和功能相关的周向和纵向的应变的全局值和区域值。

#### [0129] 设置SENC脉冲序列

[0130] 在代表性实施例中,可以使用以下数学方程/公式来设置SENC脉冲序列的参数以测量心肌的收缩:

[0131] “低调和高调”原始SENC图像。原始SENC图像是由SENC脉冲序列生成的图像。原始图像用于估计由于收缩引起的强度变化的应变。为此,可以生成两种不同的原始SENC图像:一种用于捕捉肌肉的收缩,称为“高调”,另一种用于捕捉肌肉的无收缩或者甚至平坦,这被称为“低调”图像。

[0132] 用于设计脉冲序列以测量心脏内的应变的公式测量在最大应变( $s_{max}$ )与最小应变( $s_{min}$ )之间的范围内的应变,定义编码频率( $w_0$ )、低调谐( $w_L$ )和高调谐( $w_H$ ),如下:

$$[0133] \quad w_0 = (1+s_{max}) \times (1+s_{min}) / (s_{max}-s_{min}) \times 1/H$$

$$[0134] \quad w_L = (1+s_{min}) / (s_{max}-s_{min}) \times 1/H$$

$$[0135] \quad w_H = (1+s_{max}) / (s_{max}-s_{min}) \times 1/H$$

[0136] 条件是

$$[0137] \quad s_{max} < 1+2 \cdot s_{min},$$

[0138] 其中,H是切片厚度,单位为mm。

[0139] 例如,为了使心肌内的应变成像,最大收缩为30%,这是健康心脏收缩的上限(并且不能超过),则 $s_{min} = -0.30$ 。负号表示肌肉的收缩(缩短)。

[0140] 在该示例中,应变的最大范围是:

$$[0141] \quad s_{max} < 1+2 \cdot s_{min} \text{ (i.e. } s_{max} < 0.40)$$

[0142] 这表示可以测量的最大应变是40%拉伸。

[0143] 假设切片厚度为10mm。然后,

$$[0144] \quad w_0 = (1+0.4) \times (1-0.3) / (0.4-(-0.3)) \times 1/10 = 0.14 \text{ mm}^{-1}$$

$$[0145] \quad w_L = (1-0.3) / (0.4-(-0.3)) \times 1/10 = 0.10 \text{ mm}^{-1}$$

$$[0146] \quad w_H = (1+0.4) / (0.4-(-0.3)) \times 1/10 = 0.2 \text{ mm}^{-1}$$

[0147] 通过如上所述设置脉冲序列参数,成像序列将准确地测量在+40%和-30%之间的应变。切片厚度在不同切片之间可以相同或不同,但优选是相同的。切片厚度可以是任何适当的厚度,并且通常在1mm和10mm之间,更通常在5-10mm之间。

[0148] 关于SENC成像的额外讨论,参见Neizel等人的Strain-Encoded MRI for Evaluation of Left Ventricular Function and Transmurality in Acute Myocardial

Infarction, Circ. Cardiovasc Imaging, 2009; 2: 116-122; 以及 Sampath 等人的 A combined harmonic phase and strain-encoded pulse sequence for measuring three dimensional strain, Magn Reson Imaging, 2009; 27 (1) : 55-61, 其内容在此全文引入本文作为参考。

#### [0149] 使用SENC成像的快速扫描

[0150] 本发明的方法、系统和电路采用快速应变编码 (SENC) 脉冲序列, 以在单次心跳中获取心动周期期间和在心脏切片 (平面) 内的心肌功能的图像序列。该系列的SENC原始图像组合在一起以获得该切片中的心肌的解剖序列和应变序列。解剖序列显示心脏组织是亮的, 而肺组织和血液显示得更暗。该对比度允许心肌的快速分区 (即, 在图像中相隔离) 与身体的其他组织分离。应变序列显示心动周期期间的心肌收缩和松弛的测量值; 提供心肌收缩力的测量。

[0151] 解剖学和应变序列还允许快速且可重复地计算全局测量, 例如射血分数。能够快速分段心室的SENC成像技术还能够快速且自动地计算传统测量 (例如, 心室的射血分数、腔室容积、每搏量、腔室质量等)。通过更高分辨率的图像、磁共振成像特征快速评估传统测量的能力提供了标准化度量, 从而可以增强应变图, 以向临床医生提供关键信息, 由所述关键信息诊断和治疗处于发生新的或恶化的心力衰竭风险的患者。

[0152] 本发明的实施例可以在磁共振成像磁体的孔洞内以最小的患者时间来执行。扫描序列可以在自由呼吸期间执行且短至5分钟, 更通常地在2分钟至15秒或更短的时间之间执行, 以便生成用于产生所有定量测量的数据。例如, 可以用少到来自4-6个不同成像平面的4-6个应变序列获取整个扫描序列, 从而提供4-6个心跳内的全局功能和分段收缩力的完整评估。因此, 快速扫描从心脏的多个视图或切口生成多个影像, 其中与单次心跳一样快地获取每个影像。术语“影像”是指在心动周期上拍摄的系列磁共振成像图像的时间序列, 并且可以是“原始的”或者未增强的, 或者可以例如利用应变测量值进行颜色编码。

[0153] 使用SENC成像进行快速扫描的优点包括:

[0154] 在磁体内部进行扫描序列采集的最短时间

[0155] • 患者需要留在磁体孔洞内以完成快速扫描和采集从中获得应变序列的多个影像的最短时间。

[0156] • 由于应变序列的数量由平面的数量确定, 并且每个应变序列可以以单次心跳采集, 因此磁体内部的持续时间取决于与心跳数相关的平面的数量。

[0157] 无需屏住呼吸

[0158] • 可以在受试者自由呼吸时进行快速扫描, 而不需要传统方法所要求的几次屏住呼吸。

[0159] • 由于不需要在图像集之间进行分段采集或信号平均, 并且可以在一次心跳中获取每个应变序列, 因此患者可以在整个扫描过程中持续呼吸。

[0160] 快速规划成像视图

[0161] • 快速规划可以用于通过描绘心脏的位置和定义心脏的主轴来准备快速扫描。

[0162] • 可以使用单次心跳SENC采集来完成任何心脏采集的准备, 而不仅限于快速规划采集。

[0163] • 从一个心跳影像中获取的应变序列的原始图像可以以其原始形式用于快速规

划。

[0164] • 一次心跳影像采集的应变序列图像可以根据记录的应变水平进行颜色编码,以用于快速规划。

[0165] 颜色(编码)应变影像

[0166] • 使用基于快速应变的心脏评估模块/电路,不同的一个心跳影像采集的应变图像可以每一个在工作站的显示器上以颜色编码的形式连续或同时呈现。

[0167] • 颜色编码的应变影像可以显示(瞬时的)应变值,所述应变值的颜色会根据整个心动周期中量化的变形量而变化。

[0168] 应变图

[0169] • 目标肌肉收缩状态:应变值用于指示肌肉收缩力的常规状态,包括运动过度、正常动力、低速运动、运动不能和运动障碍。

[0170] • 收缩力状态的颜色编码:可以使用/提供色标来可视化地识别肌肉的收缩状态。

[0171] • 用于筛选的应变:心肌的应变值的偏差表示进行性心脏病。心力衰竭和/或心肌功能减弱可以由不同疾病引起,包括例如心脏毒性、肾病、高血压、糖尿病、病毒感染、心肌梗塞和冠状动脉疾病。

[0172] 标准化的应变计算

[0173] • 正常收缩切断:预定义的截止应变值(例如,-17%)识别/检测异常收缩力。在收缩期具有 $<-17\%$ 的收缩应变值的心肌确定正常的收缩力。

[0174] • 心肌损伤的可逆性被切断:预定义的低截止应变值(-10%)指示弱肌肉收缩力,所述弱肌肉收缩力不可逆地描绘出可逆性损伤的心肌。收缩应变值 $>-10\%$ 的心肌收缩力确定不可逆损伤的心肌。

[0175] • 具有在-17%异常收缩力截止值和-10%不可逆损伤的截断值之间的收缩应变值的心肌收缩力识别出异常但可逆性损伤的心肌。

[0176] • 量化心肌损伤的数量和程度的能力能够指导治疗或姑息管理方案。

[0177] • 持续监测心肌损伤的程度可以评估发生的进行性重塑和治疗形式的影响。

[0178] • “正常”与“异常”截断应变值和“可逆”与“不可逆”损伤应变截止值可以是“通用的”,这表示相同的截断值对于收缩期应变在临床上在性别和从儿科到老年人的不同年龄组方面均有效。

[0179] 快速扫描采集

[0180] 在获取快速扫描之前,执行包括患者定位和平面定义的规划。这可以以传统CMR中的传统方式完成或者可以自动化,如稍后所述。成像平面可以包括覆盖心室的基部、中部和顶部的至少3个短轴平面。成像平面对于最少4个平面还可以包括至少一个长轴平面(示出心脏的所有隔室的4室视图)。一个代表性的情形定义了3个长轴的视图,在4室视图中增加了2室和3室视图,总共6个平面。如果快速应变编码成像与其单次心跳采集一起用于单个平面上的每个图像序列,则可以以非常快的方式识别成像平面。

[0181] 扫描持续时间是患者在磁体内获取所有定义的平面(即,至少4个平面:3个短轴和一个长轴)所花费的时间。这可以只需4次心跳。在下面所述的代表性情况中,成像平面可以具有6个平面,并且扫描可以进行6次心跳。该采集可以由操作员通常通过按下“扫描开始按钮”来启动应变编码采集而开始。可以使用口头或其他的发动启动动作。如果患者在磁体外

部,则扫描时间可以包括额外的时间周期,例如大约20秒,以用于将患者移入和移出磁共振成像磁体,从而形成在60秒到大约30秒之间的整个扫描时间周期,包括患者移动到磁体的孔洞中。医生、护士或助手(“临床医生”)可以在磁共振成像室内,以监视和管理将患者移入和移出磁体。用于移动患者的示例性顺序在图3A-3C中示出。图3A示出在第一定时器时段T1期间移动到磁体孔洞20b中的患者。图3B示出图像采集扫描时间T2,并且图3C示出在第三时间段T3期间患者被移出磁体孔洞20。T1+T2+T3≤5分钟,通常在25秒与90秒之间,例如约25秒、约30秒、约40秒、约50秒、约60秒、约70秒、约80秒和约90秒。

#### [0182] 图像分析

[0183] 对于快速扫描测试,可以在工作站60上快速地(在几分钟或更短的时间内由信号采集)传输和分析图像,如图4所示。这通过由SENC原始图像重建应变和解剖图像、根据解剖图像对组织进行分段、以及在至少一个显示器60d和/或电子和/或纸制报告100上显示心脏切口/切片110、120的标准图(分隔化模型)上的应变值来完成。图4示出具有观察器60v的显示器60d,所述显示器具有可以重建SENC图像以用于分析并在用于填充报告100中的应变测量值的不同切片中分析心脏的内部轮廓和外部轮廓的电路10c。所述视图示出工具的布局,以显示重建的图像、在该视图上的分段以及填充该布局右侧的图表。

[0184] 图5A-E示出具有工作站60的磁共振成像扫描仪系统的视图,该工作站60具有可以通过心脏模型110、120显示患者报告100的显示器60d。图5A示出在获取患者应变数据之前在磁共振成像扫描仪20外部的扫描仪台22上的患者。图5B示出定位在磁体的孔洞20b内的患者,准备数据采集。图5C示出心脏评估模块10M和/或电路10c,所述电路引导扫描仪20沿着穿过心脏的各个平面扫描心脏多个应变序列。扫描心脏以获得心脏的成像平面视图(即,4-6个视图)可以快速执行(每一个均生成运动的心脏的影像),通常需要少于20秒,更通常为10秒或更短。一旦获得应变序列,则扫描仪的工作台23就会滑出,从而使患者离开磁体20m,同时可以生成报告100。图5D示出对所述平面中的一个(具有(多个)放大图像102的窗口60w<sub>1</sub>)进行轮廓化以生成应变序列、以手动或自动地评估周向应变以便限定心室轮廓的步骤,其中由所述心室轮廓可以评估应变。可以在相邻窗口60w<sub>2</sub>中提供4-6个平面(显示为6)的较小电影或影像105。图5E示出手动或自动(放大视图102)的平面轮廓化,以在限定的腔室轮廓内生成纵向应变。显示具有最终全局应变值和分段应变值的所有6个应变序列的最终应变报告100可以在从患者获得最后一个图像信号采集以便近实时地生成时少于两分钟内、通常是90秒或大约60秒(即,在大约一分钟内)生成。

[0185] 术语“分段”是指计算跨越心壁的不同区域(即,例如心肌、心内膜和心外膜)的不同心脏组织类型的不同应变测量值的能力。因此,分段应变测量可以针对不同组织类型(即,心肌以及心内膜和心外膜组织中的一个或两者)提供横过壁的差异应变测量。

#### [0186] SENC结果报告

[0187] 具有从分析获得的测量值的报告100,包括传统的全局测量值130以及收缩力的区域测量值101,可以在颜色编码的报告上呈现,如图6所示。所述视图显示代表性报告的布局,所述代表性报告显示了全局和区域的测量值并以定义的颜色(通常为红色字体类型)标记异常应变值。

[0188] 可以在报告/显示器100上提供用于不同组织状态的附加的颜色编码图101g,以更好地描绘具有心肌收缩水平的实际应变值,以区分正常心肌收缩与异常心肌收缩以及从不

可逆肌肉变弱而可逆。分段110s、120s的纵向和周向应变值也可以以图形呈现并进行颜色编码,以提供相对快速且容易的心肌功能评估。

[0189] 可以在报告上计算和呈现传统测量值130,包括射血分数、左心室质量、左心室收缩末期容积、左心室舒张末期容积和左心室每搏输出量。其他测量可以由SENC应变成像计算并添加到报告中。

[0190] 可行的应变测量

[0191] 颜色编码图101g的应变测量可以以颜色呈现(图7中示出),所述颜色通常反映心肌的5种状态:运动过度、正常动力、运动不足、运动不能和运动障碍。应变测量值可以被表示为负数,从而指示在最大收缩时缩短壁肌。

[0192] 术语“应变测量值”和“测量值的应变”是指任何可量化的应变测量,包括例如应变速率、平均水平和平均值中的一个或多个。测量的应变可以是分段的和/或区域的,或者是分段以及区域的。

[0193] 所述报告可以确定至少两个重要的截断值:

[0194] • 弱截断值:将正常或健康的肌肉与显示出较弱的收缩的肌肉分开的截断值。如图所示,建议值为-17%。

[0195] • 可逆性截断值:截断值表明弱化的肌肉在特定的疾病状态(例如,心肌梗塞)下是否暂时无力且可以恢复,或者永久性损伤并无法恢复(不可逆的虚弱)。如图所示,建议值为-10%数值。

[0196] 弱截断值和可逆性截断值 $100u_1$ 、 $100u_2$ 都可以在性别和从儿科到老年的不同年龄组中具有临床有效性的“通用”截断值。

[0197] MR SENC图像的全自动分段

[0198] 本发明的实施例可以采用具有至少一个处理器的电路10c,所述处理器配置有协议/方法,以使用ASM来检测、分段和追踪四室LA SENC和快速SENC(例如,FSENC)图像中的心肌,这取决于PCA,以便编码训练数据中发现的形状变化。图8示出具有用于检测、分段和追踪心肌心脏组织的动作的流程图的示例。训练数据203可以用于构建心肌模型和心肌掩码206。然后,对于每个测试数据202,电路10c可以通过分析创建“ACC”图像204的SENC图像102和/或105(强度和/或应变)来定位心肌208,并且最后电路10c可以在整个心动周期210中追踪心肌(即,使用强度)。

[0199] 图8还示出电路10c例如可以包括机器学习系统201,所述机器学习系统可以用于在具有或不具有ACC图像204、模型和掩码208的情况下识别心肌。机器学习系统201可以被配置为使用训练数据203。机器学习系统是本领域技术人员公知的。例如,参见H. Irshad等人的Methods for nuclei detection,segmentation,and classification in histopathology:A review-current status and future potential,IEEE Rev.Biomed.Eng.,vol.7,pp.97-114(2014),所述文献的内容通过引用结合到本文中,如同在本文中完整引用。

[0200] 图12、图14和图15的方法根据本发明的实施例还可以包括或使用机械加工学习系统(即,人工智能系统)。

[0201] 用于构建ACC图像的各种示例性步骤在图9A-H的A-H图像/图像帧中示出:图9(A)为四帧典型SENC图像;图9(B)为通过重建施加开口后的图像;图9(C)为阈值之后的图像;图

9 (D) 为ACC图像;图9 (E) 为应变信息用于检测胸壁;图9 (F) 为最终的ACC图像;图9 (G) 为在确定Mask和ACC之间的最大卷积值后覆盖在心肌位置上的平均形状X;图9 (H) 为对于该特定的患者心肌形状的平均形状X变形。

[0202] 参见El Harouni,Ahmed,Enhancing strain-encoded (SENC) MRI for breast and cardiac imaging,The Johns Hopkins University,dissertation,2011,3463429,(Proquest Document View,<http://gradworks.umi.com/34/63/3463429.html>),所述文献的内容通过引用结合于此,以用于讨论具有掩码、模型和ACC图像的示例性自动分段。然而,如本领域技术人员将理解的,其他算法和/或机器学习系统也可以用于识别目标组织。

#### [0203] 快速规划成像视图

[0204] 图10A-C示出具有多个(显示为三个)不同切口或平面102c的SENC原始图像102r,以用于快速自动规划成像视图。在快速扫描心脏的固定短轴和长轴视图之前,可以准备将患者放置在台子上,并且可以通过该初始采集来识别心脏和成像视图的定位。为了缩短该采集时间并使其非常快,可以使用SENC原始图像102r来确定这些成像平面。优点是快速获取SENC原始图像(每个序列为单次心跳),这不需要屏住呼吸。接近心脏最大收缩的图像(收缩末期)可以用于计划正确的成像视图。

[0205] 图11A示出磁共振成像扫描仪的操作者使用SENC应变图像快速规划以对心脏进行成像所采取的步骤。通过替换心脏的多个传统电影图像,通过只采取一次心跳采集的SENC影像,操作者可以节省大量时间和复杂性,其中所述多个传统电影图像中的每一个图像采取至少一个几秒钟屏住呼吸。因此,该方案(规划)时间显著缩短。在所述方案结束时,将定义4-6个(通常为6个)成像(视图)平面:在基部、左心室的中部和顶部处的3个短轴;以及2室、3室和4室平面的3个长轴视图。获得横剖面、矢状面和冠状面的多平面采集(方框220)。可以由横向图像自动地规定伪2室平面(方框222)。可以生成伪2室SENC影像(方框224)。可以从伪2室应变影像自动规定伪四室平面(方框226)。可以生成伪四室SENC应变影像(方框228)。可以由伪2室应变影像自动规定三个(3个)短轴平面(方框230)。可以生成SAB(短轴基底)、SAM(短轴正中面)、SAA(短轴顶端)的SENC应变影像(方框232)。可以由伪2室应变影像自动规定三个(3个)长轴平面(方框234)。然后可以生成两室、三室和四室的SENC应变影像(方框236)。

[0206] 图11B通过遵循图11A所述的步骤示出生成的图像。第一组图像(步骤1)是在任意心脏磁共振成像检查中获得的标准图像以帮助定位心脏。具有强度与时间的附加图的底部彩色图像是在步骤2(方框222)、步骤4(方框228)和步骤6(方框232)中获得的SENC应变图像。所述方案平面P由图像内的白色粗线限定。

[0207] 在心脏磁共振成像的成像情况下,术语“伪”表示心脏的视图近似于实际视图。所述概念是为了使用磁共振成像达到心脏的标准视图(3室、4室、2室),可以获得一些初步的磁共振成像图像,所述磁共振成像图像可以作为心脏切口的影像呈现,以确定心脏的方位。心脏的第一个“近似”2室视图可能不是很准确(这就是为什么在图11A和图11B中将其称为伪2室),但是重要的观点可以是在磁体的孔洞中找到各个患者的“真实”2室视图。

[0208] 可选地,关于图11A和图11B说明的评估可以从伪四室平面和图像开始,然后获得伪2室平面和图像。通常,可以修改用于识别心脏的位置和方位的当前心脏磁共振成像规划图像,以使用替换传统电影(影像)图像的SENC应变图像。

[0209] -“ACC图像”表示累积图像

[0210] -“ASM”活动形状模型

[0211] -“AAM”活动外观模型

[0212] -“SAB”短轴基部

[0213] -“SAM”短轴正中面

[0214] -“SAA”短轴顶端

[0215] 完全自动化的心脏磁共振成像的规划

[0216] SENC快速脉冲序列可以用于使成像的规划阶段自动化,这是任何心脏磁共振成像检查中的初始步骤。使用SENC进行规划可以具有两个步骤:1)定位心脏以描绘心脏相对于成像视野内的其他解剖结构的位置;2)确定心室的方位以定义心脏的主轴。

[0217] 可以使用单心跳SENC采集来自动化任何心脏采集的准备,以避免在任何SENC测试或传统心脏磁共振成像之前对平面进行冗长的手动计划以缩短成像时间。自动规划还允许患者在扫描中移动,以通过缩短扫描段来避免幽闭恐惧症,允许诸如造影剂或其他药剂注射的干预,而不用担心如果患者没有返回到确切位置则患者的运动可能会破坏整个成像,或者允许患者运动以机械地增加收缩力和/或心率以对心脏施加压力并观察心脏运动的变化,从而识别壁运动异常。

[0218] 图12示出用于自动规划(规定)以找到与图11A和图11B中获得的平面类似的相同6个平面的示例性步骤,而没有手动定位或主轴定义。自动规划利用SENC成像以通过高调(HT)图像中的亮度快速且可靠地识别收缩心脏。所述步骤反映手动方法的步骤,但使用对象识别算法来识别心脏。在一些实施例中,可以使用的唯一手动交互可以从多平面采集中识别心脏的最佳横向视图以开始自动规划步骤。

[0219] 执行横向面、矢状面和冠状面的多平面采集(方框270)。可以由横向图像自动地规定伪两室平面(方框272)。获得伪2室SENC HT影像(方框274)。在影像的帧中识别出最大总信号的时间与接近收缩末期相关联(方框276)。这通过中间的帧的突出显示的周边来显示。自动确定划分LV的伪四室SENC HT的线(方框278)。获得伪四室SENC应变影像(方框280)。在影像的帧中识别出最大总信号的时间(与接近收缩末期相关联)(方框282)。自动确定划分LV的三条短轴SENC HT线(方框284)。获得/生成SAB、SAM和SAA SENC应变影像(方框286)。在影像的帧中识别出最大总信号的时间(与接近收缩末期相关联)(方框288)。由伪2室(或4室)应变影像自动确定三个长轴平面(方框290)。生成两室、三室和四室应变影像(方框292)。

[0220] 使用SENC应变成像快速扫描进行应激测试

[0221] 本发明的实施例包括应激检查,所述应激检查可以使用心脏的多个快速SENC应变成像扫描,至少一个静息以及至少一个处于不同程度的应激,以检测冠状动脉疾病的局部缺血特征。应激测试还可以显示心肌功能的改善,其特征在于应变的减少,在应激下显示在静息时心肌收缩减弱的患者的生活能力。

[0222] 使用SENC应变成像的快速扫描可以通过比较应激与静息时的SENC应变序列来评估患有冠状动脉疾病的患者的局部缺血。快速扫描可以获取SENC应变序列以测量静息时心脏的分段功能,然后在应激下对心脏重复测量。测试的应激分量可以使用可以在缺血的情况下诱导壁运动异常的任何形式的运动或者将具有相同作用的药理学试剂(例如,多巴酚

丁胺和腺苷)。

[0223] 应激测试可以利用任何非药理学或药理学的应激物。具有更高灵敏度的SENC应变成像需要更少的应激来准确识别缺血心肌,因此缩短采集时间,使患者暴露于更低水平的应激,并降低引发应激反应的风险。这能够通过施用更小剂量的药物(例如,多巴酚丁胺、腺苷等)来识别缺血,利用风险较小的药物来引起较低的应激反应,和/或加入非药物机制,例如跑步机、Valsalva动作、最小的上半身或下半身运动且患者在台子上处于仰卧位以加速SENC成像。

[0224] 可以使用生成来自静息的应激的低水平增加的许多类型的运动,以引起收缩力的轻微增加,SENC应变从静息到应激的变化可以由收缩力确定缺血效应。例如,患者可以使用改进的踏步机或自行车,因此患者可以在锻炼时保持躺在台子上以提高他们的心脏收缩力。可选地,改进的重物,例如填充有沙子或水的细长球囊或者在挤压时提供张力的手柄,可以用作锻炼以增加收缩力。收缩力的增加可以与心率的增加部分相关,以确定应该获得应激应变序列的时间。例如,心率增加10-20次/分钟(bpm)与收缩力的相应增加相关联,其中SENC应激测试可以由所述收缩力检测缺血性反应。

[0225] 为患者定制应激测试介质的类型的能力需要适应患者对药理学药剂的耐受性、站立时行走或运动的能力、由于潜在的合并症导致的虚弱、或者允许医生选择特定的应激介质的其他状态的差异。

#### [0226] 应激结果报告

[0227] 图13A和图13B中所示的应激报告100可以显示使用在静息100a处(第一行)和在应激100b下(第二行)的快速扫描获得的应变测量值以及在应变测量值100c中(第三行)的变化,以显示心脏模型110、120中具有潜在的缺血、冠状动脉狭窄的指征的区域。这两个代表性示例中的颜色编码显示基于应变测量值以图形方式描绘心肌收缩的不同代表性方式。

[0228] 图13A显示应激报告100,其中通过应变应激(应激状态下的应变)减去应变消除(静息时的应变)来确定应变的绝对变化,并且范围为在0%至10%之间以描绘缺血。在识别活力的模型100c的变化集合中的模型110、120中的应变变化(使用该计算的负数)可以更轻,例如在相关联的隔壁110w、120w中显示为白色,其值设置为0%。对于这些状态100a、100b,可以相邻于心脏模型分别提供静息165r和应激165s的患者生命体征165(心率和血压)。

[0229] 图13B修改计算以识别心肌活力并将其与缺血区分开。在该实施例中,应变的绝对变化通过应变静息减去应变应激和颜色编码的正变化(由于应变的减小、改善的收缩、从静止到应激状态描绘心肌活力)以定义的颜色梯度中计算,例如在红色和白色的梯度中的绿色和负变化(描绘由于应变增加导致的心肌缺血、从静息到应激状态的更严重的收缩),从而表明从静息到应激状态的应变没有变化。

[0230] 然而,也可以使用其他定义的颜色,例如但不限于红色和蓝色,但不是红色和绿色或其他颜色区分,以分别反映弱化或强化的应变。

#### [0231] 快速扫描在应激测试中的优势

[0232] 通过比较如上所述的静息和不同的应激水平的多个快速扫描,可以确定由缺血性疾病诱导的收缩力的变化和/或心肌活力的改善。SENC应变成像在应激测试中的优势包括:

[0233] 非侵入性应激检查

- [0234] • 应激可以通过体育锻炼来实现,并且适度增加收缩力。
- [0235] • SENC应变成像能够使患者承受最小程度的收缩力变化,以检测缺血结果而无需向患者注射药剂而人为地引起应激反应。
- [0236] • 非侵入性SENC应激测试技术减少手术时间、患者准备和患者恢复,这是因为不需要插入和移除针头和/或导管,并且不需要在之前、期间和之后监测药物制剂的作用。
- [0237] • 非侵入性SENC应激测试降低使用药物制剂引起收缩力增加的风险,这是因为可以避免已知的药物不良反应。
- [0238] 更少风险的药理制剂服法
- [0239] • 可以使用低剂量的药物制剂或引起最小应激反应的制剂诱导SENC应激测试。
- [0240] • 减少引起可以识别缺血性反应的收缩力增加所需的药理剂量会提高患者舒适度、降低在患病患者中施用高剂量药物的风险以及在手术后提高生产力并加速患者恢复。
- [0241] 低应激
- [0242] • 也可以或者可选地使用低应激物理动作,并且不需要将心率提升到与常规应激测试相同的水平。
- [0243] 指示诱发的壁运动异常的标准化报告
- [0244] • 着色方案用于检测应激下一些心肌的收缩力的降低,从而指示缺乏与冠状动脉疾病相关联的血液灌注。
- [0245] • 量化应变扫描变化的标准化报告消除了评论者通过眼睛寻找心肌运动的细微变化的主观性。
- [0246] • 直接测量心肌本身的应变提供心肌变形的更好指示。
- [0247] • 能够比较静息时的应变扫描与应激下的应变扫描提供区分缺血心肌与不能存活的梗塞的能力。
- [0248] 通过SENC成像量化舒张功能障碍
- [0249] 虽然上面已经说明使用SENC测量应变以评估心脏收缩期间心肌收缩力的本发明实施例,但是另一个度量可以用于评估心脏舒张期间的心肌的松弛。本发明的实施例还测量心脏松弛阶段期间在用于计算心脏收缩期间的应变值的相同段中的应变率。这些测量值显示心肌的不同特性,这是与舒张期心脏问题相关的稳定性。
- [0250] 应变速率测量
- [0251] 图14示出由在心动周期的不同区段和不同时间获得的应变测量值来测量舒张应变速率的示例性步骤。应变速率由应变曲线的时间导数获得,并测量确定心脏舒张期间心肌拉伸速率的最大正应变速率。用于降低噪声和曲线拟合的方法可以用于降低测量衍生物的噪声影响。
- [0252] 由作为时间函数的分段获得应变测量值 $E(t_n)$  (方框300)。测量应变的一阶导数作为时间的函数 $E_r(t_n) = dE(t_n)/dt$  (方框302)。导数的测量可以包括值的平滑和降噪算法。将舒张期应变确定为最大值 $E_r(t_n)$ ,并且这应该是正值(方框305)。可以根据AHA(美国心脏协会)标准化模型对所有心脏分段重复方框300-305(方框307)。
- [0253] 从获得的应变影像中可以由充盈期间心肌的不同分段处的测量应变的变化速率来测量心室充盈期间心肌的快速松弛。这些松弛应变速率将反映与一些心脏疾病相关联的心室的僵硬程度。在舒张期测量应变速率直接测量肌肉的空间变形,这可以与放松相关。确定

舒张压应变速率 $<-31\text{秒}^{-1}$ 的患者会确定患者患有心肌功能障碍且具有舒张性心力衰竭风险[Neizel M等人的Impact of Systolic and Diastolic Deformation Indexes Assessed by Strain-Encoded Imaging to Predict Persistent Severe Myocardial Dysfunction in Patients After Acute Myocardial Infarction at Follow-Up.J Am Coll Cardiol 2010;56:1056-62]。所述文献的内容以在本文中完整引用的方式在此引入作为参考。

[0254] 通过SENC成像评估收缩中的不同步性

[0255] 本发明的实施例还测量心脏的各个室之间或者整个单个心室的应变和/或应变速率的暂时差异,以识别不同步性并预测各种管理算法对心肌功能改善的影响。评估与心脏收缩期间的组织变形相关联的峰值应变之间的时间差、或者计算左束支传导阻滞患者和/或透壁梗塞患者的周向均匀度比值[CURE]指数值可以用于确定心力衰竭,从而可以从重新同步治疗和/或解决心肌收缩延迟的其他干预中受益。

[0256] 图15示出用于由在不同位置 and 不同时间点获得的应变测量值来测量不同步性的三种示例性方法。通过改变各个室和/或整个室本身的收缩时间来测量整个心动周期中的应变并优化预测的射血分数提高,可以使用各种方式来估计治疗成功的可能性以识别响应者和/或指导导程的放置或其他刺激方式的策略,以优化心脏的同步和收缩。

[0257] 对于所有分段和时间 $E(s, t_n)$ , 由SENC图像测量应变测量值(方框400)。

[0258] 可以将不同步性测量为峰值缩短的离差。

[0259]  $Dys1 = \text{var}(T_s, \text{使得} T_s \text{是(多个)任何分段的最小应变的时间})$  (方框402)。

[0260] 可以将不同步性测量为应变的空间非均匀性。

[0261]  $Dys2 = A / (A+B)$

[0262]  $A = \text{超过} t_n \text{的平均值} \{E(s, t_n) \text{的第} 0 \text{空间谐波}\}$

[0263]  $B = \text{超过} t_n \text{的平均值} \{E(s, t_n) \text{的第一空间谐波}\}$

[0264]  $1 = \text{完全同步}$

[0265]  $0 = \text{完全不同步性}$

[0266] (方框404)

[0267] 不同步性可以作为改进的可能性

[0268]  $Dys3 = (\text{最小值超过} t_n \{ \text{平均值超过} s \{ 1 + E(s, t_n) \} \}) / (\text{平均值超过} s \{ 1 + \text{min超过} t_n \{ E(s, t_n) \} \})$  (方框406)

[0269] SENC成像应用和决策树

[0270] SENC测试的独特元素涉及通过使用磁共振成像直接测量应变来量化心肌变形的独特能力。该测量确定心肌收缩的水平并提供在心力衰竭之前心肌减弱的指示。

[0271] 用于收缩期心力衰竭的SENC应用

[0272] 图16示出使用SENC测试来诊断和管理具有收缩性心力衰竭的风险因素的患者决策树。可以通过SENC测试评估易患心肌功能障碍而使他们处于心力衰竭的进展路径的患者。

[0273] 识别具有健康问题的风险因素的患者(方框500)

[0274] 是否怀疑心肌功能障碍?(方框502)

[0275] 没有冠状动脉疾病的患者(方框504)

- [0276] 具有冠状动脉疾病症状的患者(方框505)
- [0277] SENC应变测试是否检测到心肌功能障碍?(方框506)
- [0278] SENC应激测试是否检测到心肌缺血?(方框507)
- [0279] 用于减少心肌缺血的管理&目标治疗(例如,血管再生)(方框509)
- [0280] 用于提高心肌功能的管理&目标治疗(方框510)
- [0281] SENC应变测试。评估管理和/或治疗方案对心肌功能的影响(方框511)
- [0282] 具有冠状动脉疾病症状或指标的患者可以在静息时在来自药理学试剂或者诸如运动、诸如Valsalva的操作、或者增加收缩力的其他技术的完全非侵入性方法的应激下通过SENC应变成像进行测试。如上所述,静息和应激下的应变测量值的差异识别心肌缺血和/或心肌活力。心肌缺血的程度与冠状动脉狭窄相关,并表明需要通过经皮冠状动脉介入或旁路移植进一步评估和潜在的血管再生。应激下弱化心肌的改进的应变(例如,从静息到应激状态的应变减少)确定心肌活力,这是因为虽然静息时显示出减弱的心肌收缩,但是所述应变表征应激下心肌收缩的改进。
- [0283] SENC应激测试还生成应变图,所述应变图描绘心肌功能障碍,所述心肌功能障碍识别可以由先前梗塞或降低心肌收缩力的其他合并症引起的弱化心肌。应激图和应变图根据缺血和心肌功能障碍的程度和位置指导患者的管理或目标治疗。在血管再生或医疗管理之后,在不需要干预的情况下,通过重复应变测绘来评估治疗对心肌功能的影响,以确定心脏重塑和心肌收缩力的改善。
- [0284] 通过应变作图评估没有冠状动脉疾病的症状或指标的患者或者排除缺血的患者的的心肌亚临床功能障碍。心肌功能障碍的程度用于直接管理和定制治疗。
- [0285] 图17示出根据量化的SENC应变值和应变图来定制患者管理的决策树,以防止、延迟和/或中断心力衰竭进展。
- [0286] 具有心力衰竭风险因素(例如,高血压、冠状动脉疾病、瓣膜疾病、糖尿病等)的患者被确定用于评估(方框600)
- [0287] 怀疑的心肌功能障碍(例如,症状、定期评估、药物变化、诊断等)(方框602)
- [0288] SENC应变测试。测量全局应变(GS)以量化心肌功能障碍(方框604)
- [0289]  $GS < -17\%$ (方框606)
- [0290]  $-17\% < GS < -10\%$ (方框607)
- [0291]  $-10\% < GS$ (方框608)
- [0292] 保存功能性心肌(方框610)
- [0293] 防止弱化心肌(方框611)
- [0294] 防止恶化的心力衰竭(方框612)
- [0295] 风险因素降低(例如,患者教育程度、饮食限制、体重减轻、血脂异常等)(方框613)
- [0296] 医学管理(例如,ACE抑制剂、AT1阻断剂、 $\beta$ 阻滞剂、利尿剂、地高辛、醛固酮拮抗剂等)(方框614)
- [0297] 目标治疗(例如,心脏再同步、瓣膜、手术、血管再生、VAD移植等)(方框615)。
- [0298] 通过在第一次SENC应变测试后进行更多SENC应变测试,可以重新评估目标治疗和风险因素降低(604)。
- [0299] 具有正常应变的患者,如全局应变值和分段应变值小于或等于 $-17\%$ 所示,可以被

管理成保持良好的心肌功能并指导降低风险因素以防止心肌衰弱。

[0300] 具有在-10%和-17%之间的应变的患者表征为衰弱的心肌,所述心肌是可逆的但是未经检查将可能会发展为心力衰竭。具有可逆性心肌衰弱的患者在医学上或者通过目标治疗进行管理,以改善收缩力并解决导致降低的心肌功能的风险因素或潜在病症。通过主动降低风险因素、开具显示出预防心力衰竭的药物和/或涉及干预以减轻风险因素或疾病引起的心脏功能障碍,在损害为永久性的之前鼓励逆向重塑。例如,具有超过50%的正常射血分数、舒张功能正常但全局应变为-12% (范围在-10%和-17%之间) 以及具有中度或重度反流的二尖瓣病史的患者可以参考用于评估二尖瓣修复或置换,以解决在心力衰竭发展且损伤是永久性的之前引起进行性功能障碍的潜在病症。

[0301] 重复或周期性的应变测试可以评估医学管理或目标治疗对可逆性心肌功能障碍的影响。可以用滴定法测定规定的药物和/或剂量,以在顺序应变图的指导下优化心肌功能的改善。如果应变值在异常范围内减少或保持相同,则可以使用处方药物、剂量或组合药物治疗中的变化,以促进逆向重塑和改善导致衰弱心肌或收缩本身的潜在病症。

[0302] 可以使用应变图来量化目标治疗(例如,导管或外科手术干预)对心肌功能的影响,以确定潜在疾病与心肌衰弱或干预质量之间的关系,并确定随后的医学管理或目标治疗。

[0303] 在目标治疗后的围手术期(例如,≤30天)也可以使用应变图来预测与任何手术相关的不良事件。例如,心包和胸腔积液通过增加心脏周围的压力可能会引起心脏功能障碍。心肌功能障碍的量化可以在填塞发生之前提供进行性效果的早期指示,使得能够进行早期医疗管理,从而避免可能导致的紧急引流或不良后遗症。

[0304] 全局应变>-10%的患者可能患有心力衰竭,所述心力衰竭将会发展到心肌功能障碍不可逆的程度。这些患者可以在医学上或者通过目标治疗进行管理,以延迟或中断恶化的心力衰竭并在发生全身效应和/或并发症之前指导开始更积极的干预。

[0305] 经历任何类型的干预且具有预先存在的心力衰竭的患者无论射血分数是否减少,都处于显著更高的并发症风险。识别严重减少的心肌功能,即使射血分数正常,也能提供保守治疗患者的指示,以预防不良事件或恶化的心力衰竭。根据术前和围手术期的应变图指导手术和围手术期管理消除了在不不知情的情况下加剧心肌功能障碍的管理药物。例如,由于预先存在的衰弱心肌,知道患者发生心力衰竭的倾向会鼓励并指导利尿剂的使用以防止流体超负荷的影响,这与注射过程中注射液体以保持血压相关,这可能会引起肾功能不全或由肾功能不全所引起。

[0306] 患有恶化的心力衰竭的患者在逐渐和持续减弱的心肌功能障碍之前可以是积极干预的候选者,例如心室辅助装置疗法或心脏移植。应变图可以用于指导在严重衰弱的心肌导致全身损伤之前开始这种治疗方式。提供应变度量来根据可量化的诊断信息证明积极干预标准化治疗,并且最小化心肌损伤的程度的主观评估或者诸如通过壁运动的主观描绘获得的射血分数的不良指标。

[0307] 用于区分收缩性心力衰竭与舒张性心力衰竭的SENC应用

[0308] SENC成像具有测量收缩功能障碍(即,衰弱的收缩)和舒张功能障碍(即,由于减少的松弛而加强的心肌)的能力。

[0309] 图18显示说明使用SENC成像来测量患者中的应变和应变速率以定量心力衰竭的

程度和风险的方框图,其与降低的心肌健康的来源无关。这包括处于具有指示收缩性心力衰竭的降低的射血分数的心力衰竭风险以及具有指示舒张性心力衰竭的保持的射血分数的心力衰竭的患者。

[0310] 识别患有心力衰竭风险因素的患者以用于评估(方框700)

[0311] 怀疑的心肌功能障碍(例如,症状、定期评估、药物变化、诊断等)(方框702)

[0312] 怀疑的收缩性功能障碍。具有降低的射血分数的心力衰竭(方框704)

[0313] 怀疑的舒张性功能障碍。具有保持的射血分数的心力衰竭(方框705)

[0314] SENC应变测试。测量全局应变(GS)以量化心脏收缩期间的心肌收缩力(方框706)

[0315] SENC应变速率测试。测量全局应变速率以量化心脏舒张期间的心肌舒张(方框707)

[0316] 评估收缩功能障碍的程度和可逆性(方框708)

[0317] 定制医疗管理和目标治疗以预防新的或恶化的心力衰竭(方框710)

[0318] 量化和比较量化心肌收缩的应变以及量化心肌舒张的应变速率的能力能够描绘心力衰竭的类型并指导风险降低、医学管理和/或目标治疗方案。通过测量应变和应变速率并与显示的指明正常和异常组织的全局值进行比较,并进一步将异常组织描绘为可逆或不可逆,可以在确定射血分数变化之前采用适当的管理策略,此时任一种类型的心力衰竭具有不良预后。

[0319] 本发明的实施例

[0320] 可以使用所述系统、过程或者通过其他方式来执行本文的方法。这些方法都可以包括提供适当的系统或过程的动作。这种提供可以由终端用户执行。换句话说,“提供”(例如,SENC成像系统)仅需要终端用户获得、访问、接近、定位、设置、启动、接通电力或以其他方式操作以在所述方法中提供必要的系统。本文所述的方法可以以所述事件的任何顺序进行,这些顺序在逻辑上都是可以的且可以按照所述事件的顺序进行。此外,本发明的变化可以用于对可能经历诸如变形的其他软组织进行成像,所述软组织例如为主动脉(上升或下降)、肺组织、乳房组织、肝脏、胃肠解剖结构、或者用于识别癌性肿瘤、解剖部分的钙化或者导致组织特性变化的通过评估变形的差异来识别的其他变化的其他软组织。

[0321] 实施例中的变化

[0322] 已说明本发明的示例性变型。这些实施例的参考不是限制性的。提供示例是为了更广泛地说明本发明的可应用的实施例。在不背离本发明的真实精神和保护范围的情况下,可以对所述的发明进行改变并可以替换等效形式。可以进行修改以使特定情况、算法、系统部件、过程或步骤适用于本发明的目的、精神或保护范围。所有这些修改都在本文所作的权利要求的保护范围内。以上已经阐述了本发明的示例性方面以及关于部件选择、算法设计和系统配置的细节。至于本发明的其他细节,可以结合以上引用的专利和公开文献以及本领域技术人员通常知道或理解的方式理解这些细节。

[0323] 就通常或逻辑上采用的附加动作而言,关于本发明的基于方法的方面也是如此。另外,虽然已经参考几个示例说明了本发明,可选地结合了各种特征,但是本发明不限于关于本发明的每个变型所描述或指示的那些。在不背离本发明的真实精神和保护范围的情况下,可以对说明的本发明进行各种改变,并且可以替换成等效形式(无论是在本文中引用还是为了简洁起见而未包括)。另外,在提供系列值的情况下,应当理解的是在该范围的上限

和下限之间的每个中间值以及在所述范围内的任何其他所述或中间的值都包括在本发明内。

[0324] 此外,可以预期到的是所述的本发明变型的任何可选特征可以独立地阐述和要求保护,或者与本文所述的特征中的任何一个或多个相组合。对单数项目的引用包括存在多个相同项目的可能性。更具体地,除非另有具体说明,否则本文和所附权利要求中所使用的单数形式“一”、“一个”、“所述”和“该”包括复数对象。换句话说,这些对象的使用可允许上述说明书以及下面的权利要求中的主题项目中的“至少一个”。还应注意的是可以将权利要求撰写成排除任何可选要素。因此,本声明旨在用作使用与权利要求元素的叙述相关的“单独”、“仅”等专用术语或使用“否定”限制的先行基础。

[0325] 在不使用这种排他性术语的情况下,权利要求中的术语“包括”应允许包括任何另外的元件-不用考虑权利要求中是否列举了给定数量的元素,或者特征的添加可以被视为改变权利要求中所述元素的性质。

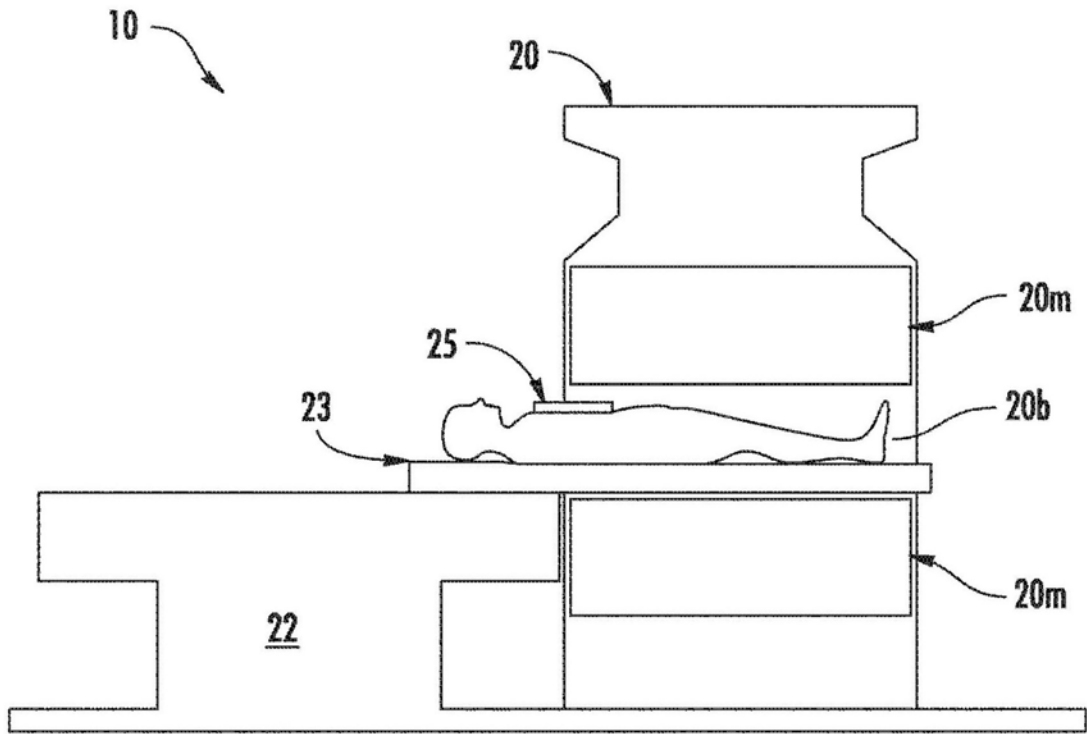


图1

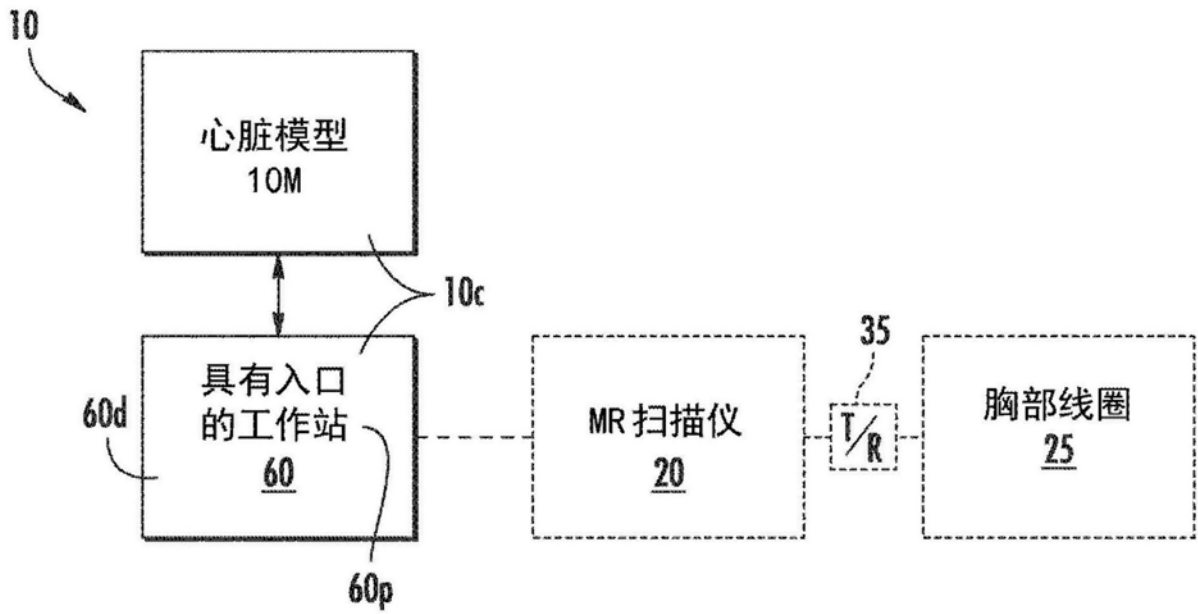


图2A

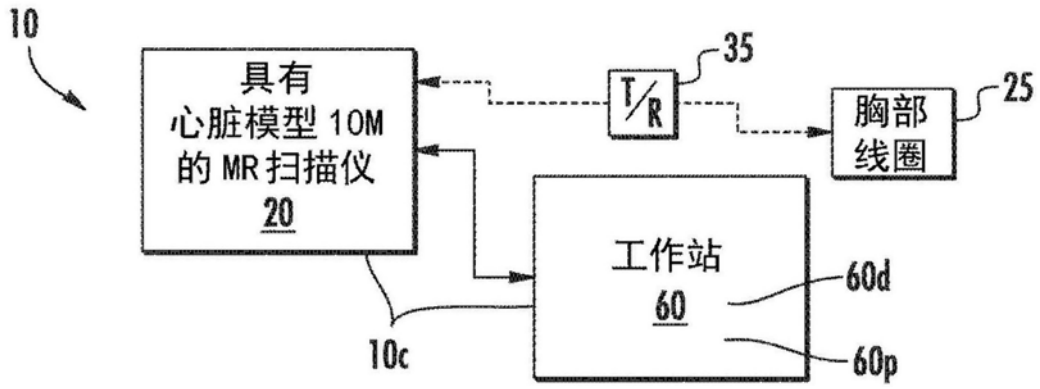


图2B

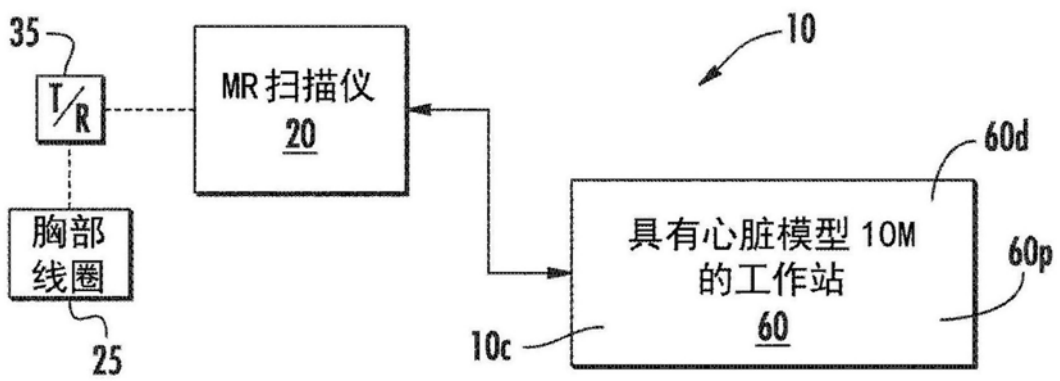


图2C

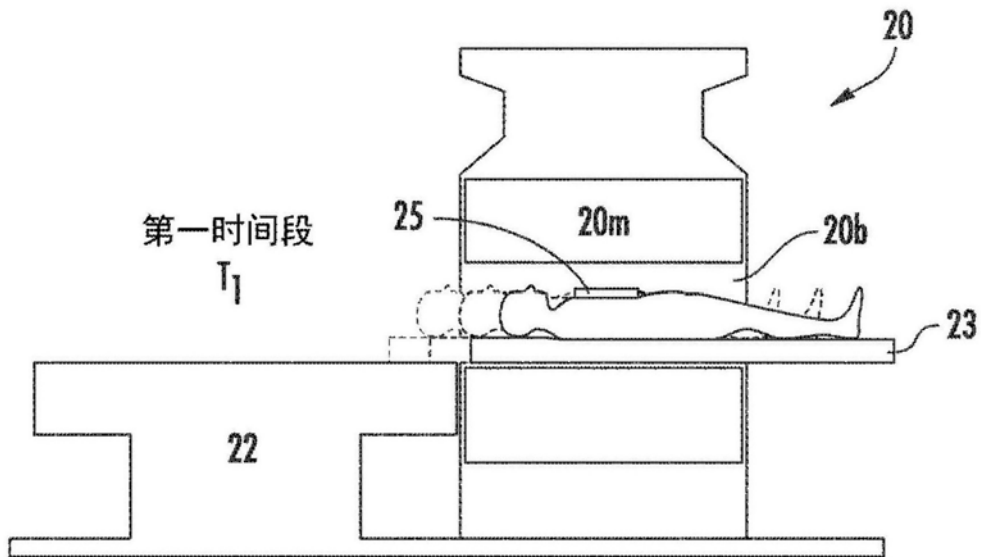


图3A

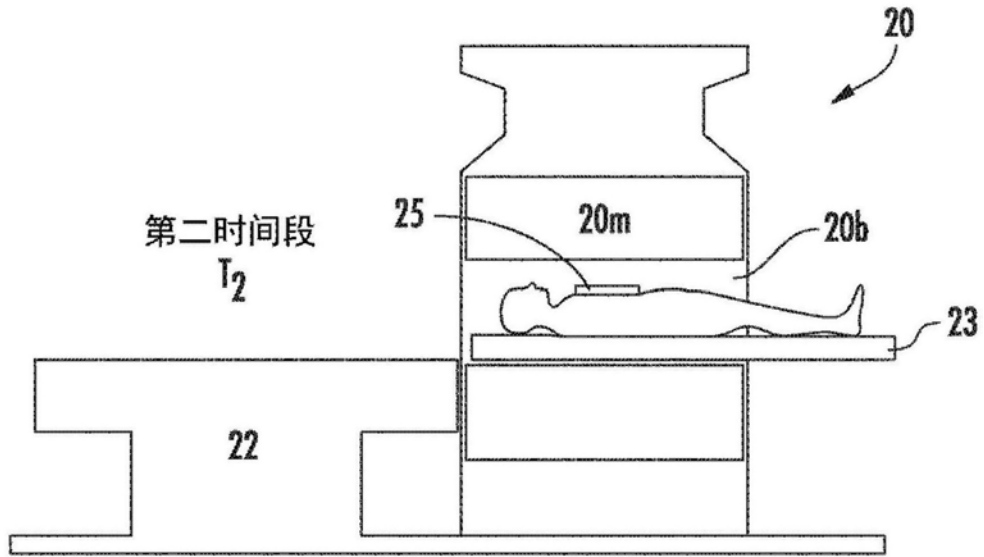


图3B

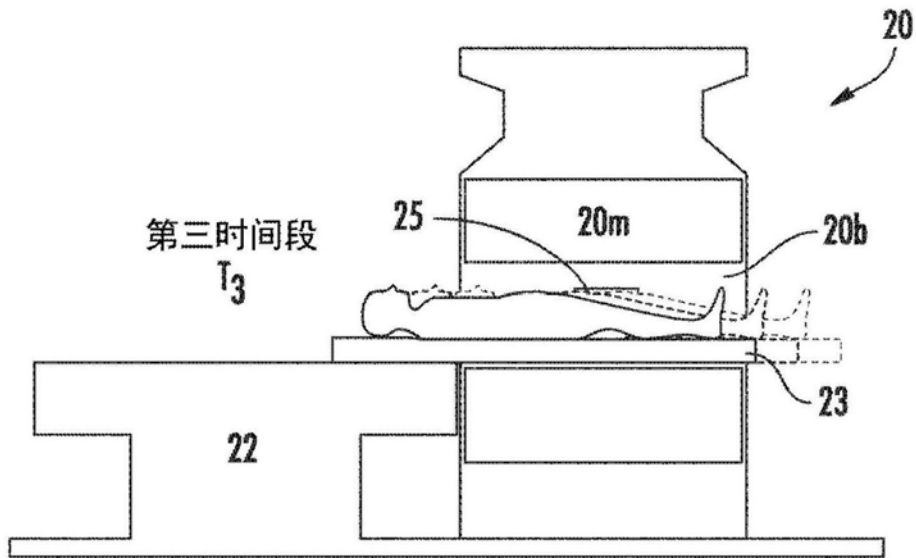


图3C

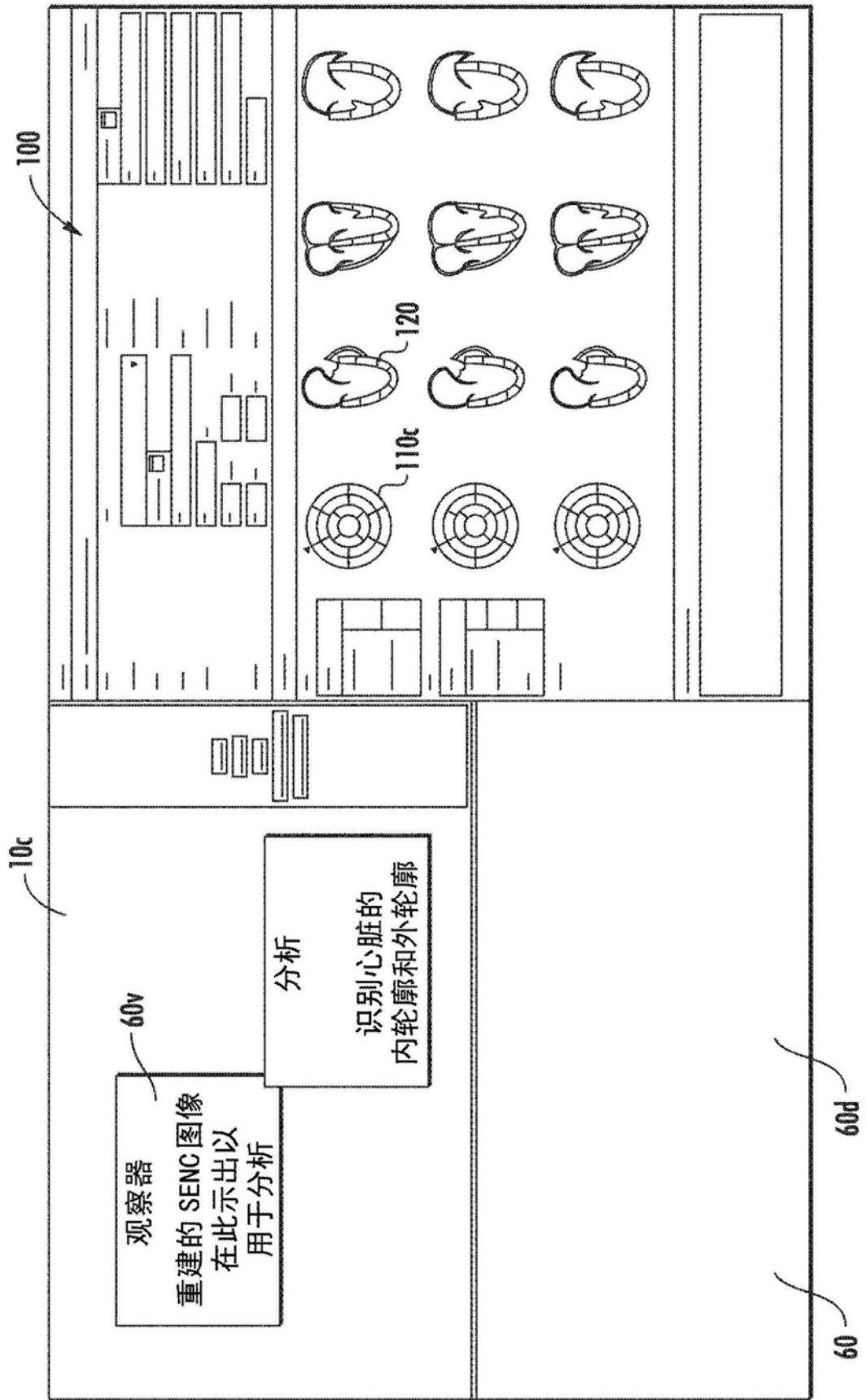


图4

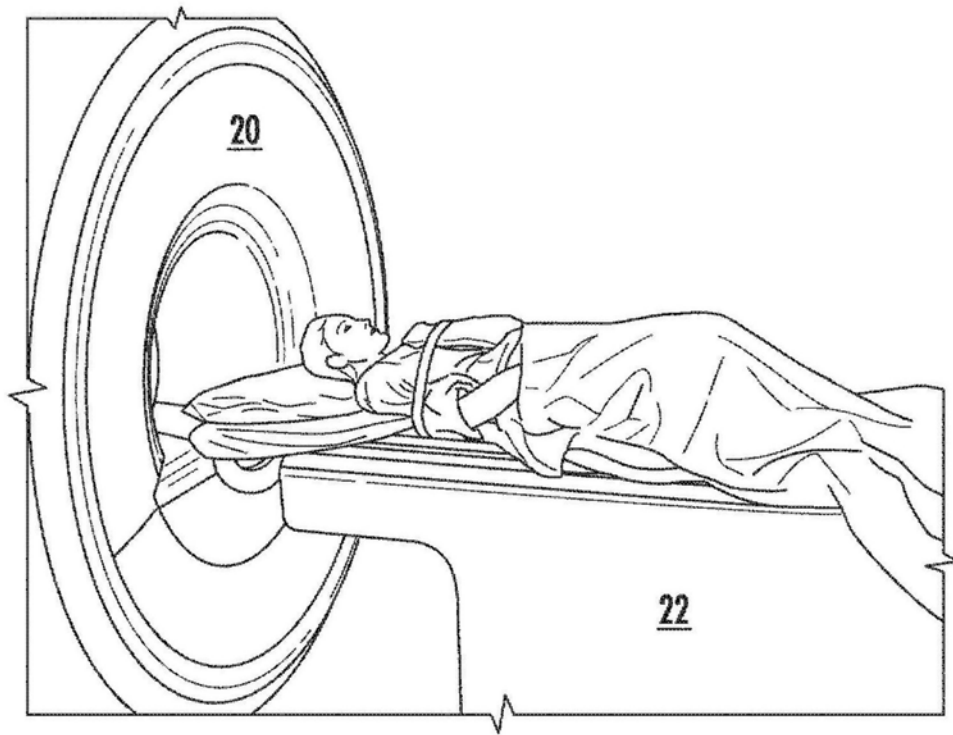


图5A

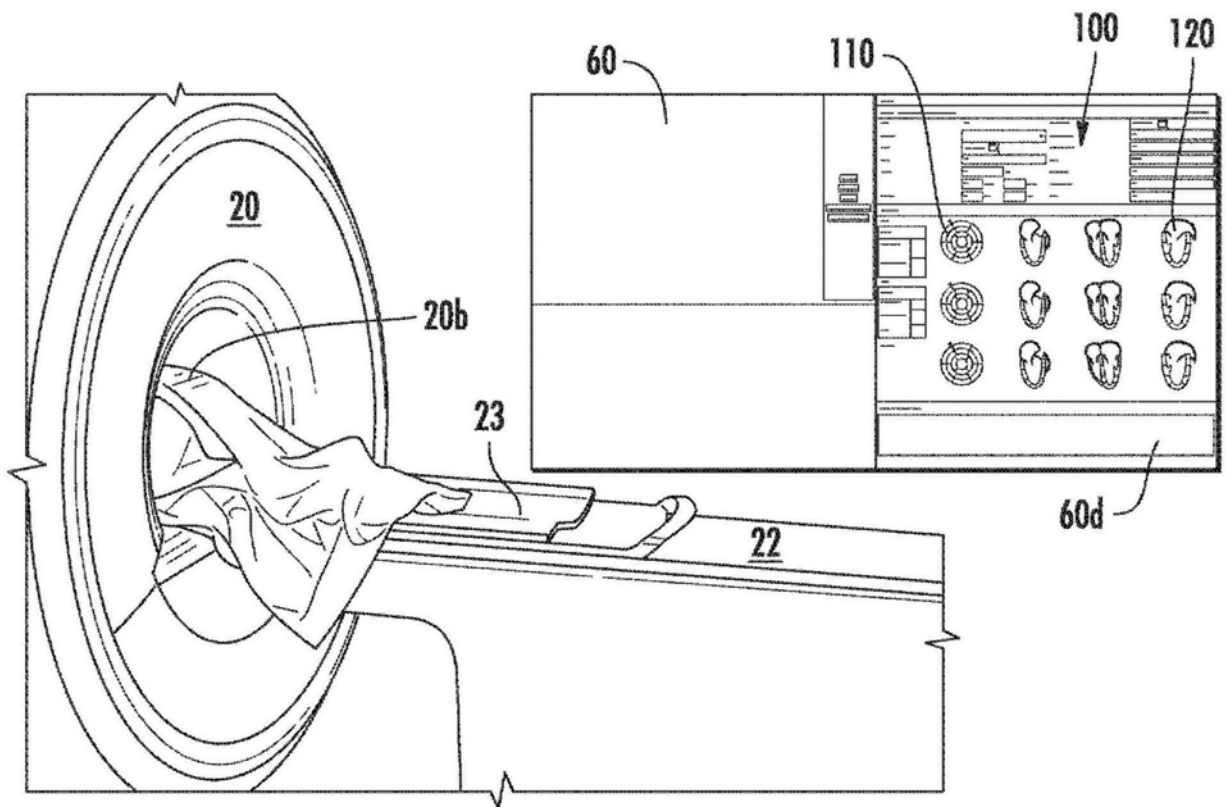


图5B

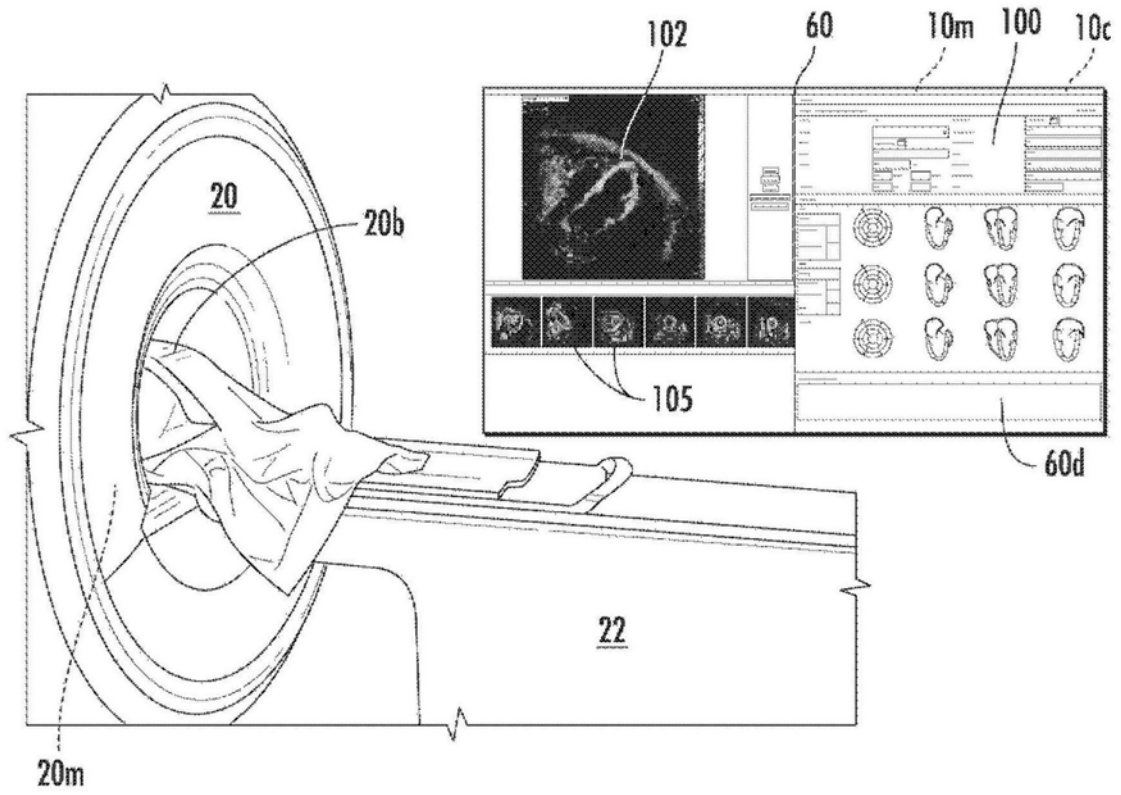


图5C

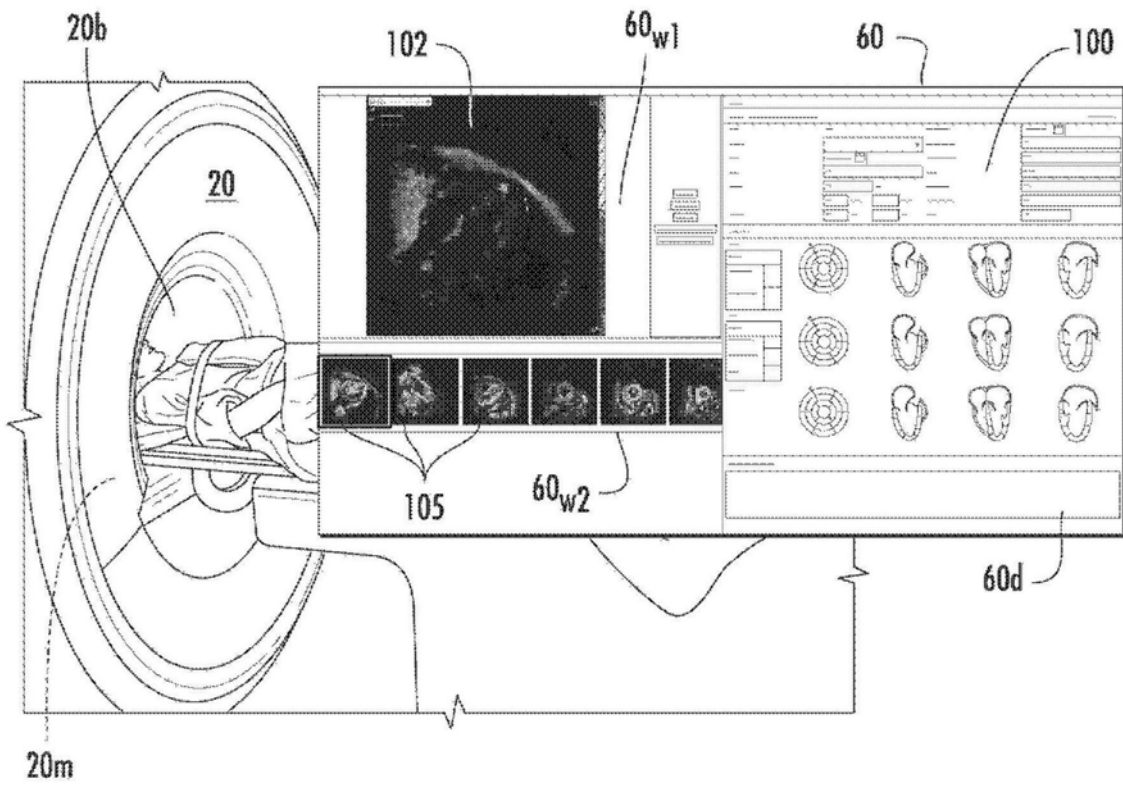


图5D

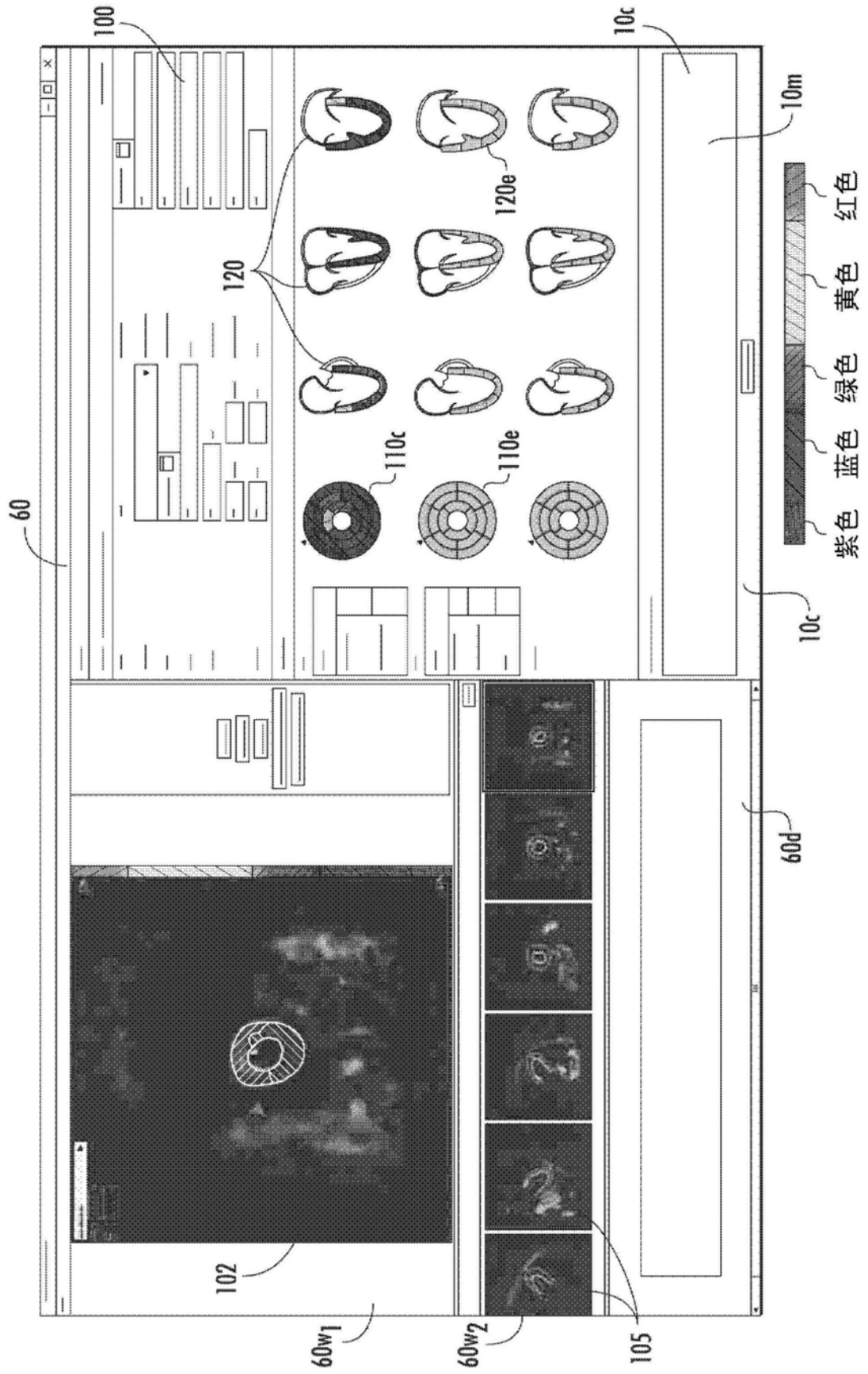


图5E

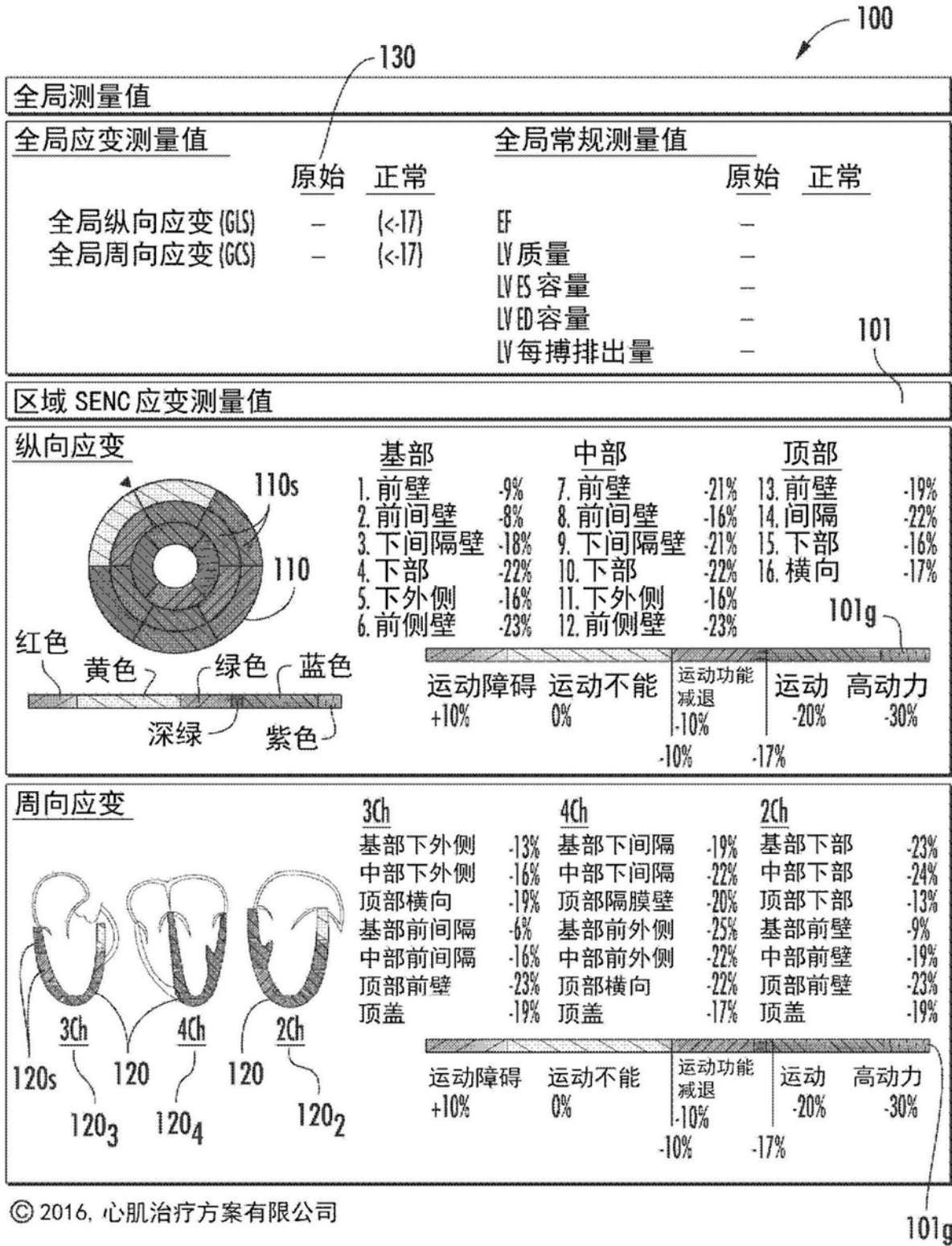


图6

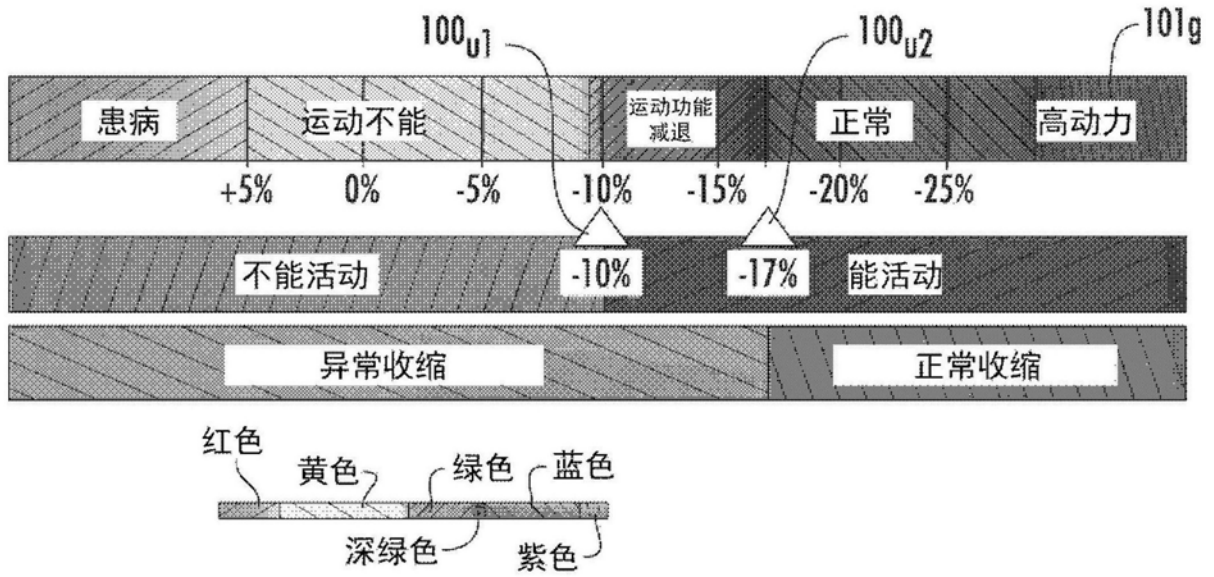


图7

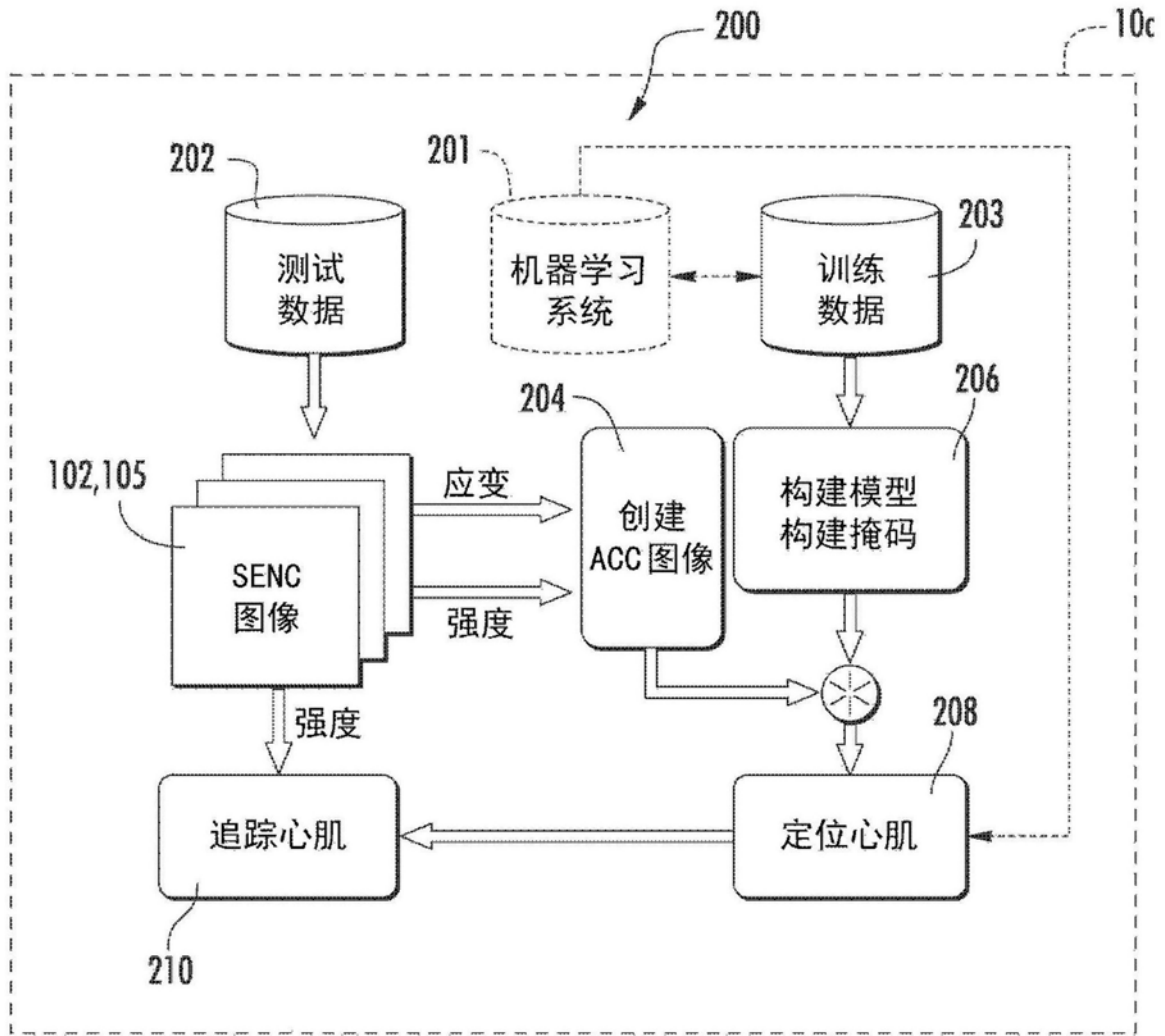


图8



图9A



图9B

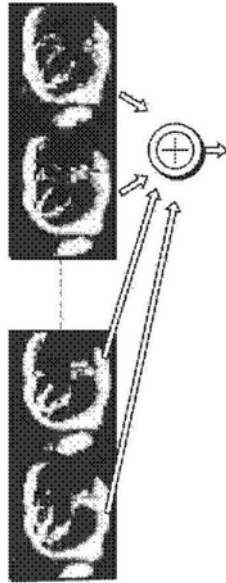


图9C



图9D



图9E



图9F



图9G



图9H

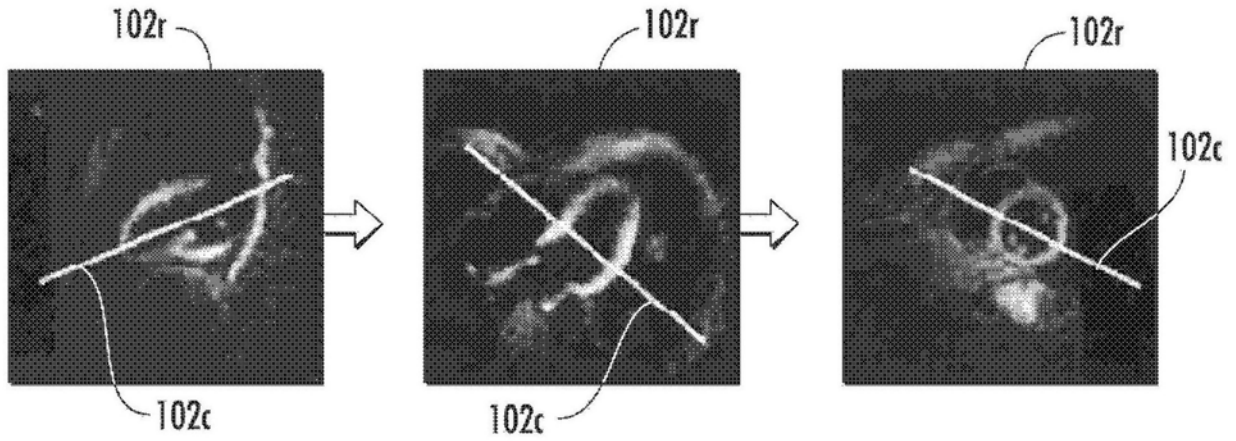


图 10A

图 10B

图 10C

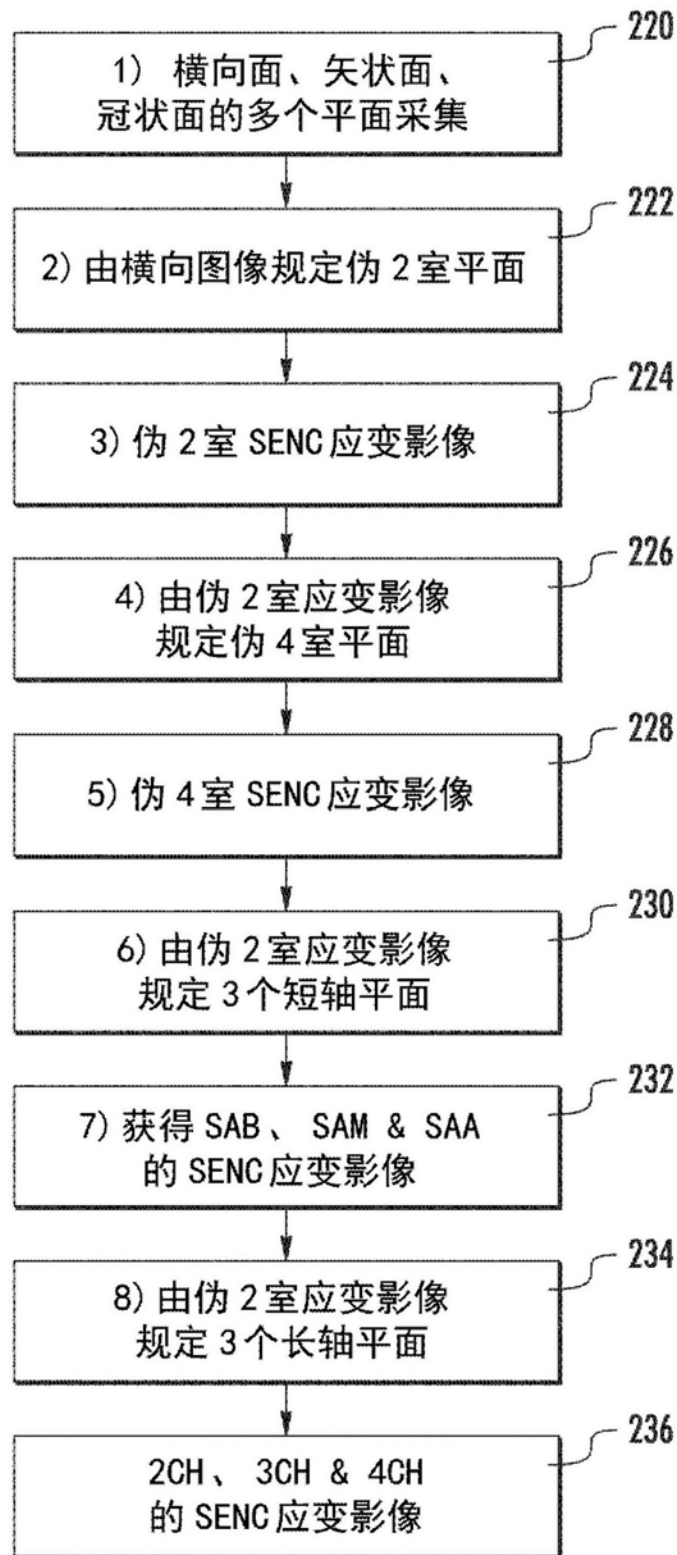


图11A

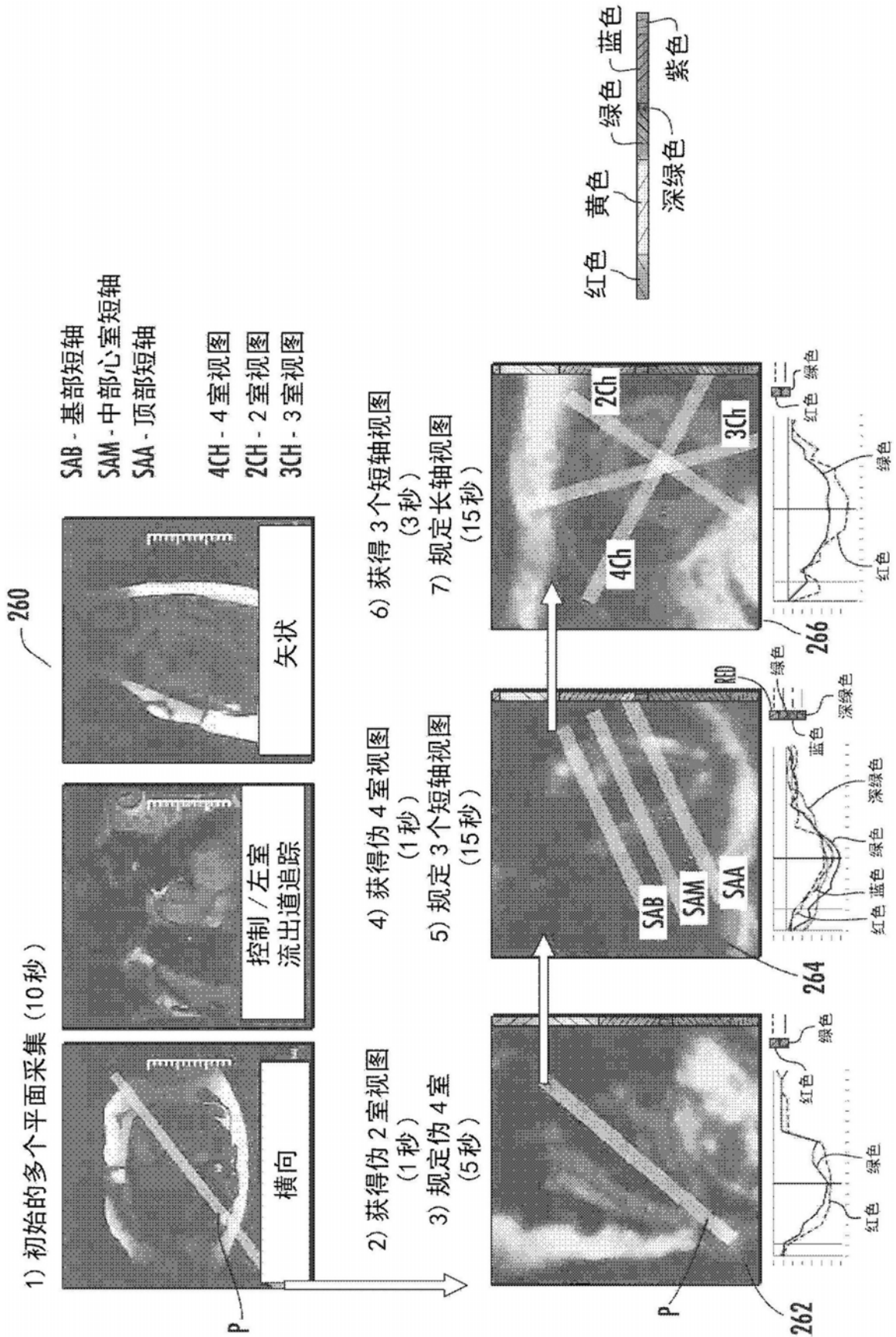


图11B

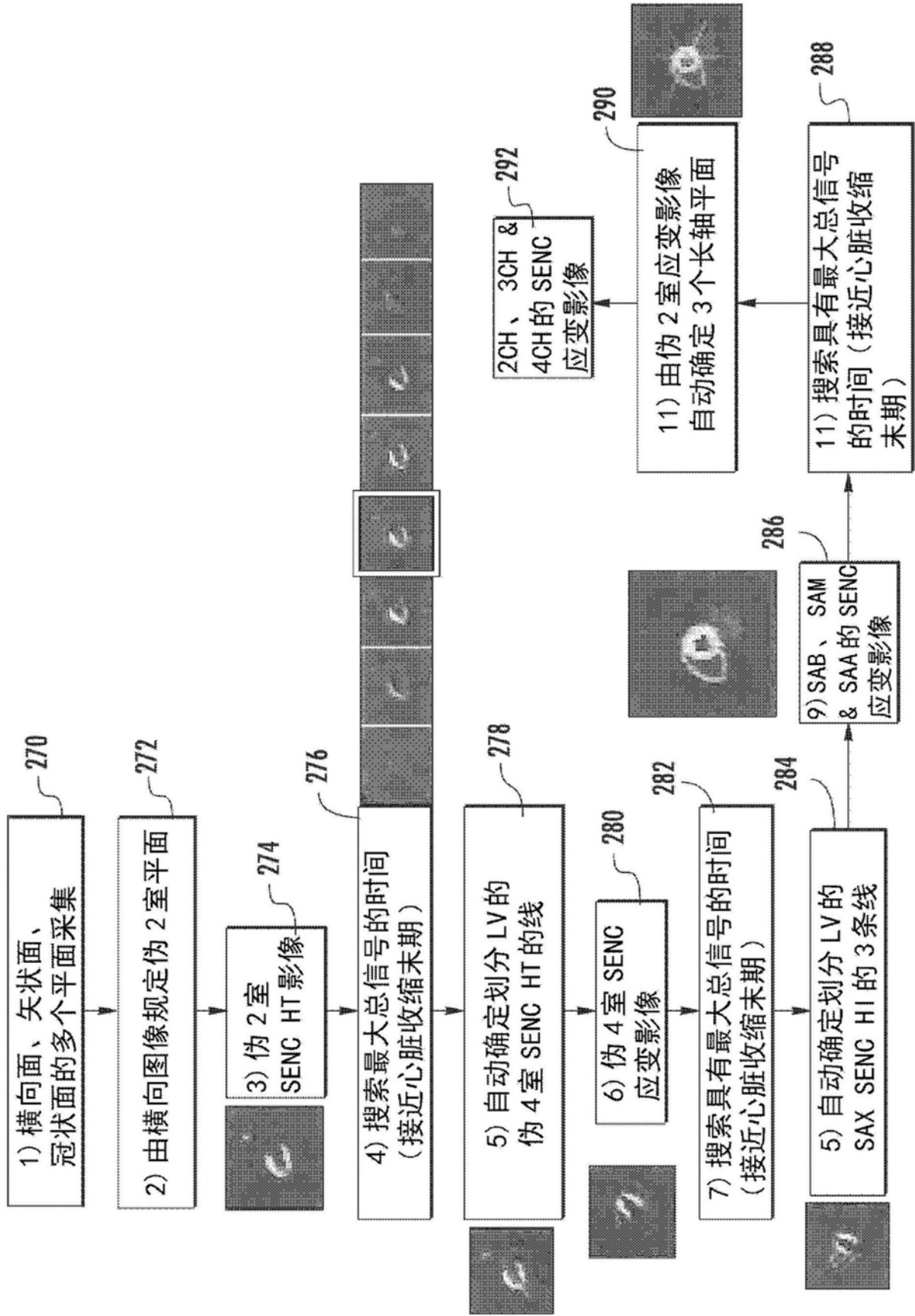


图12

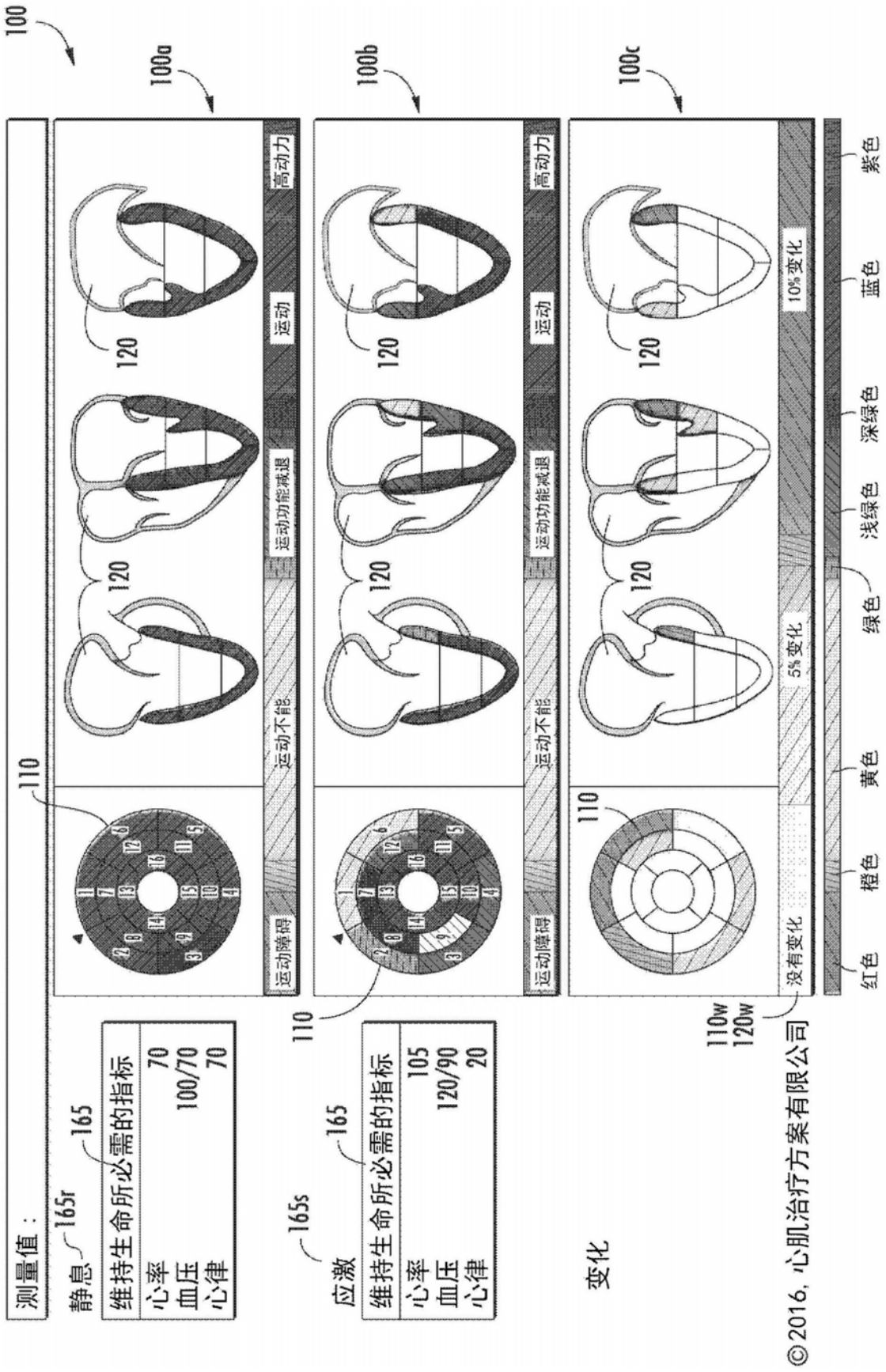
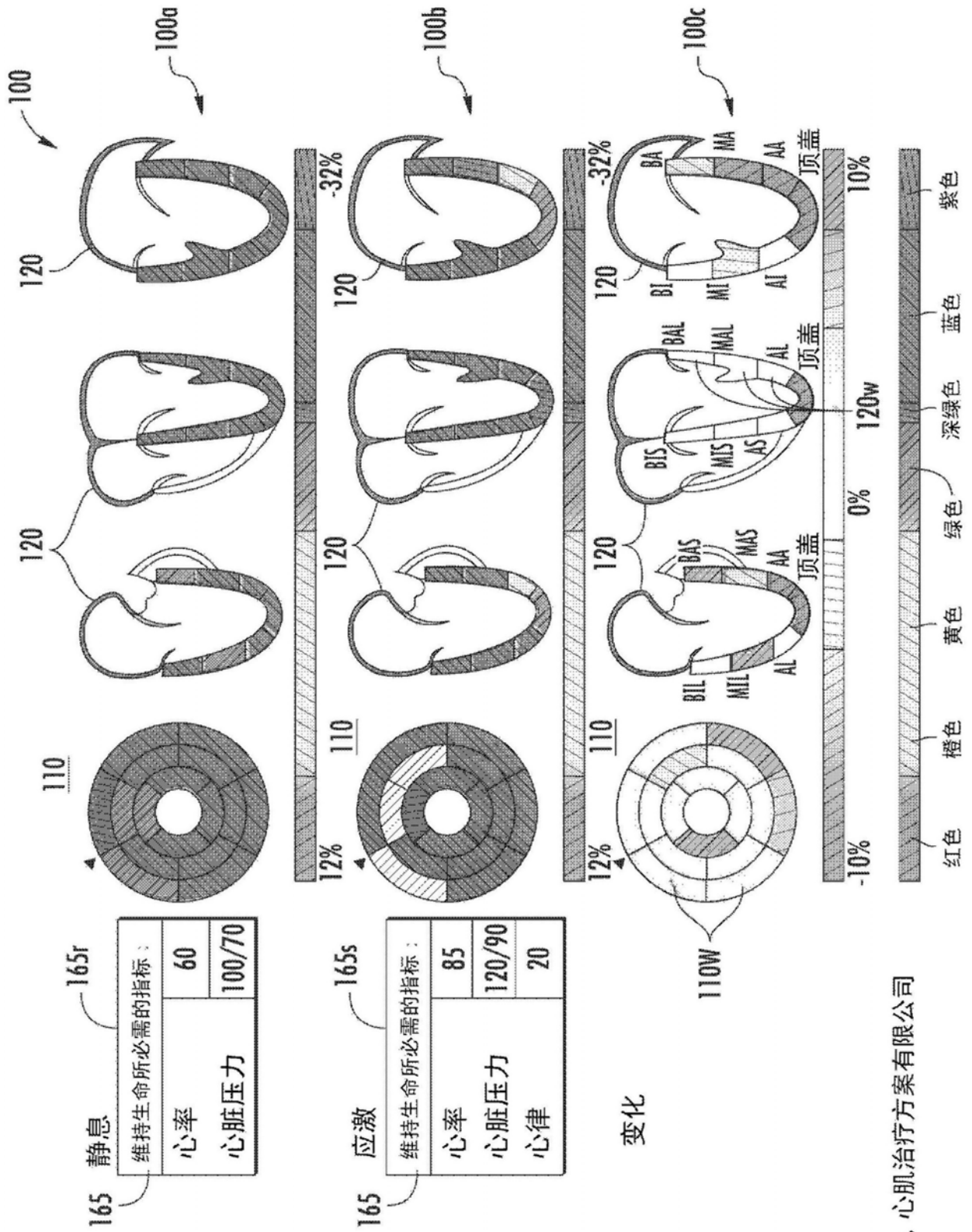


图13A



© 2016, 心肌治疗方案有限公司

图13B

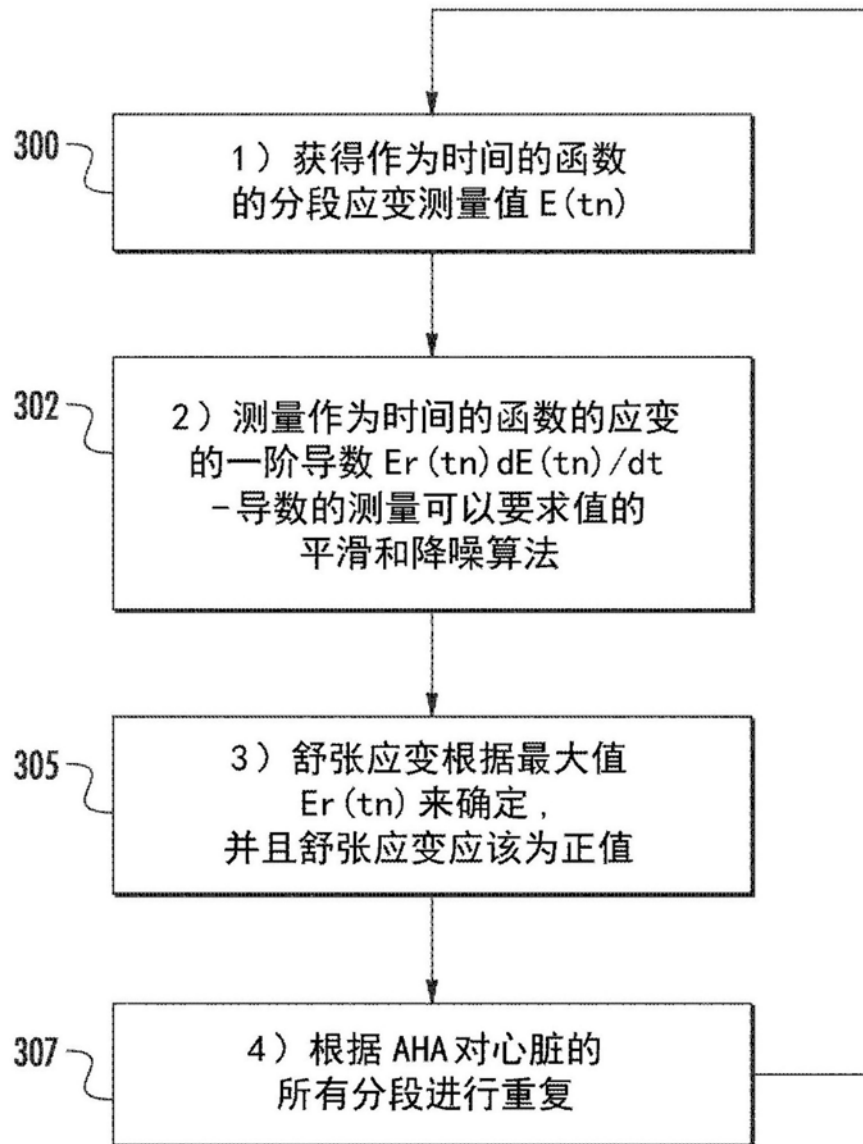


图14

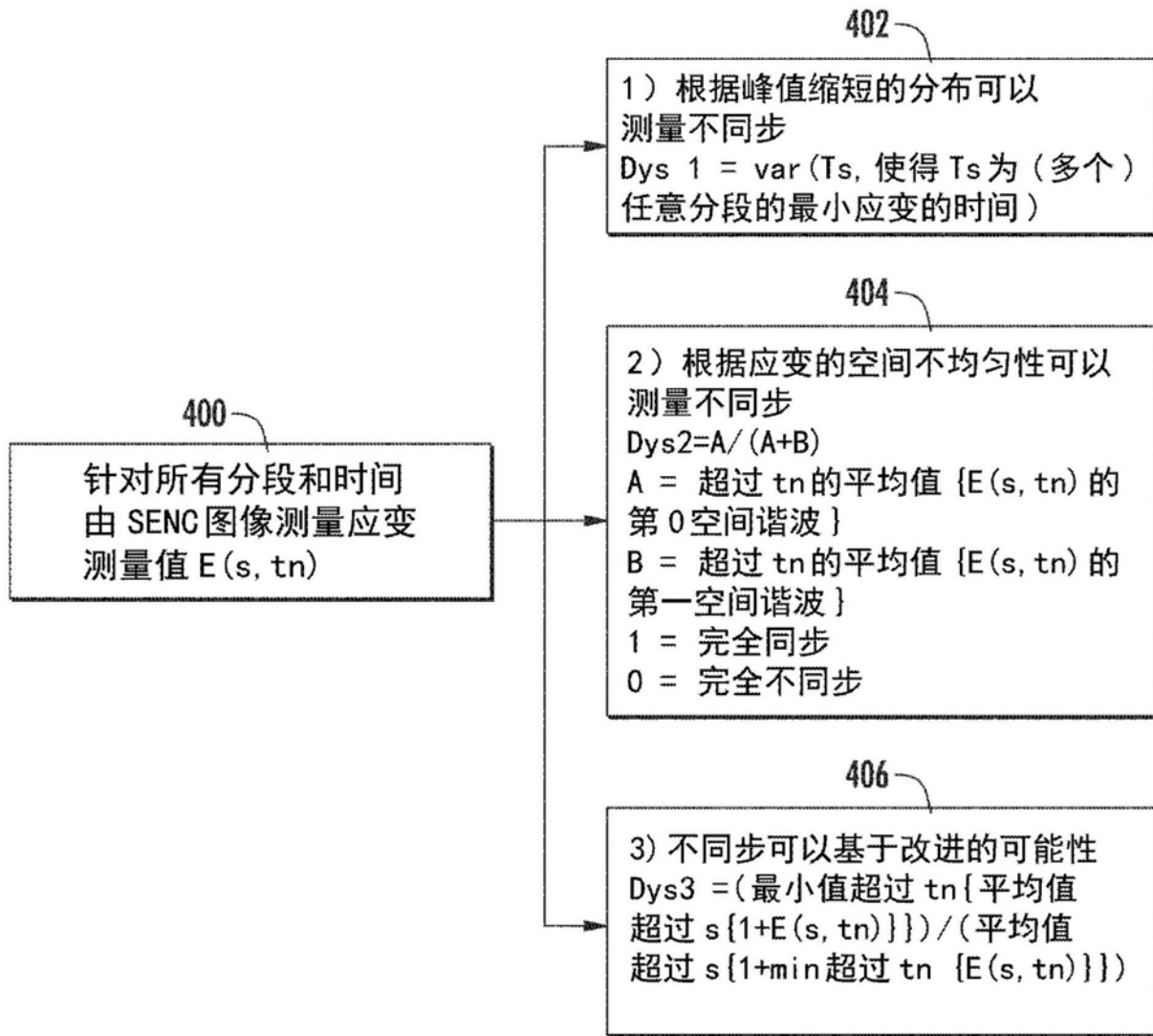


图15

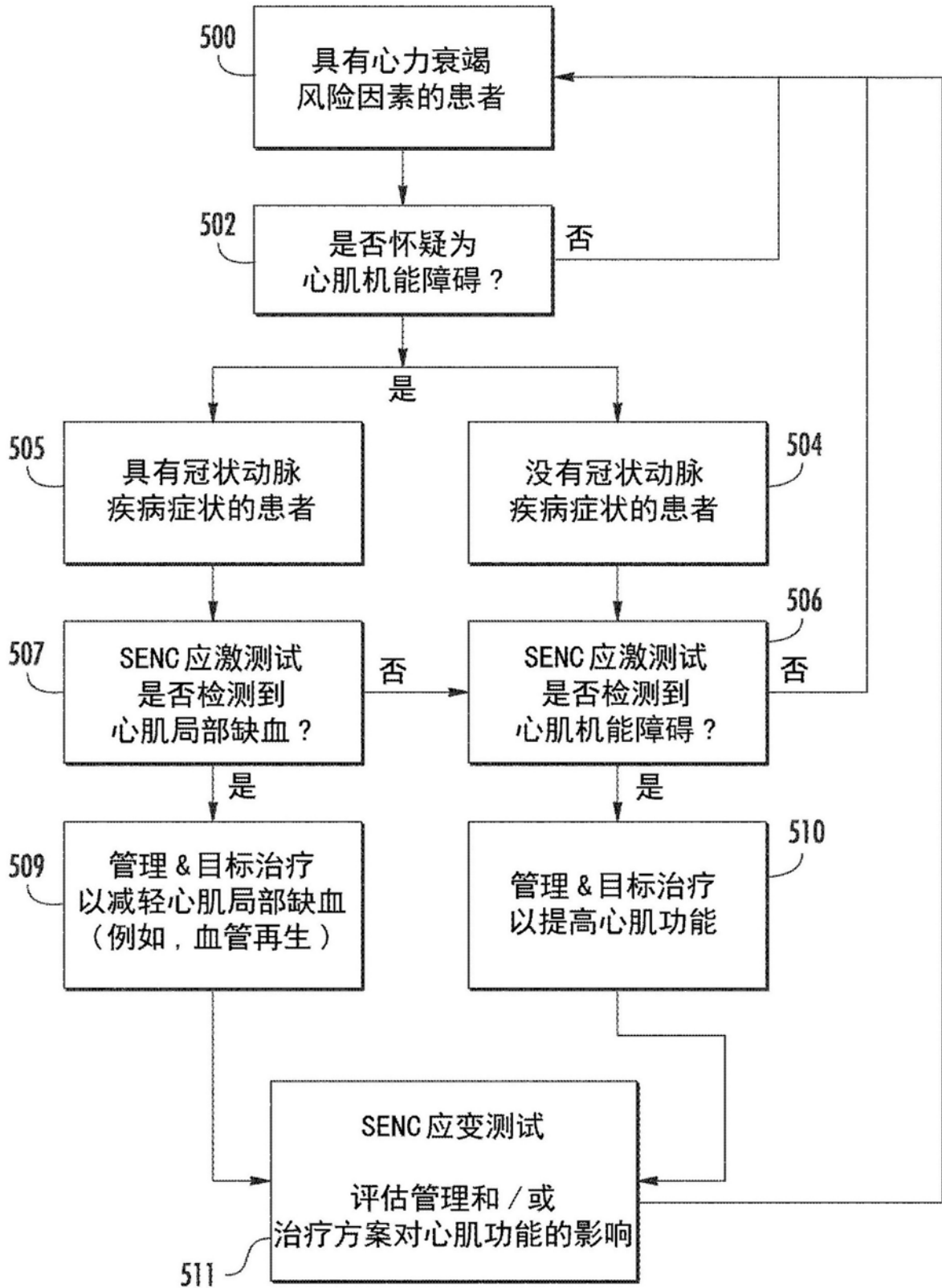


图16

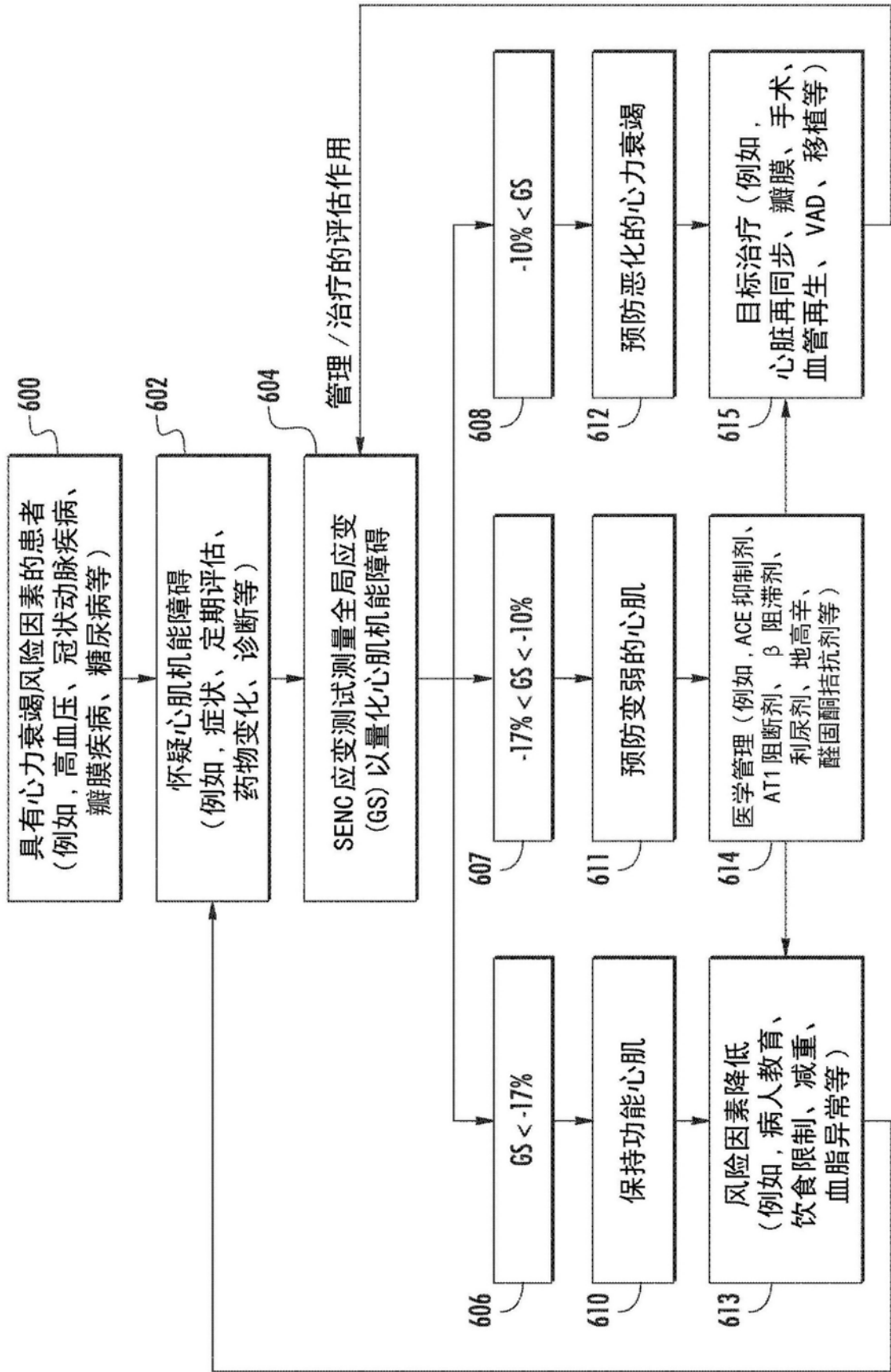


图17

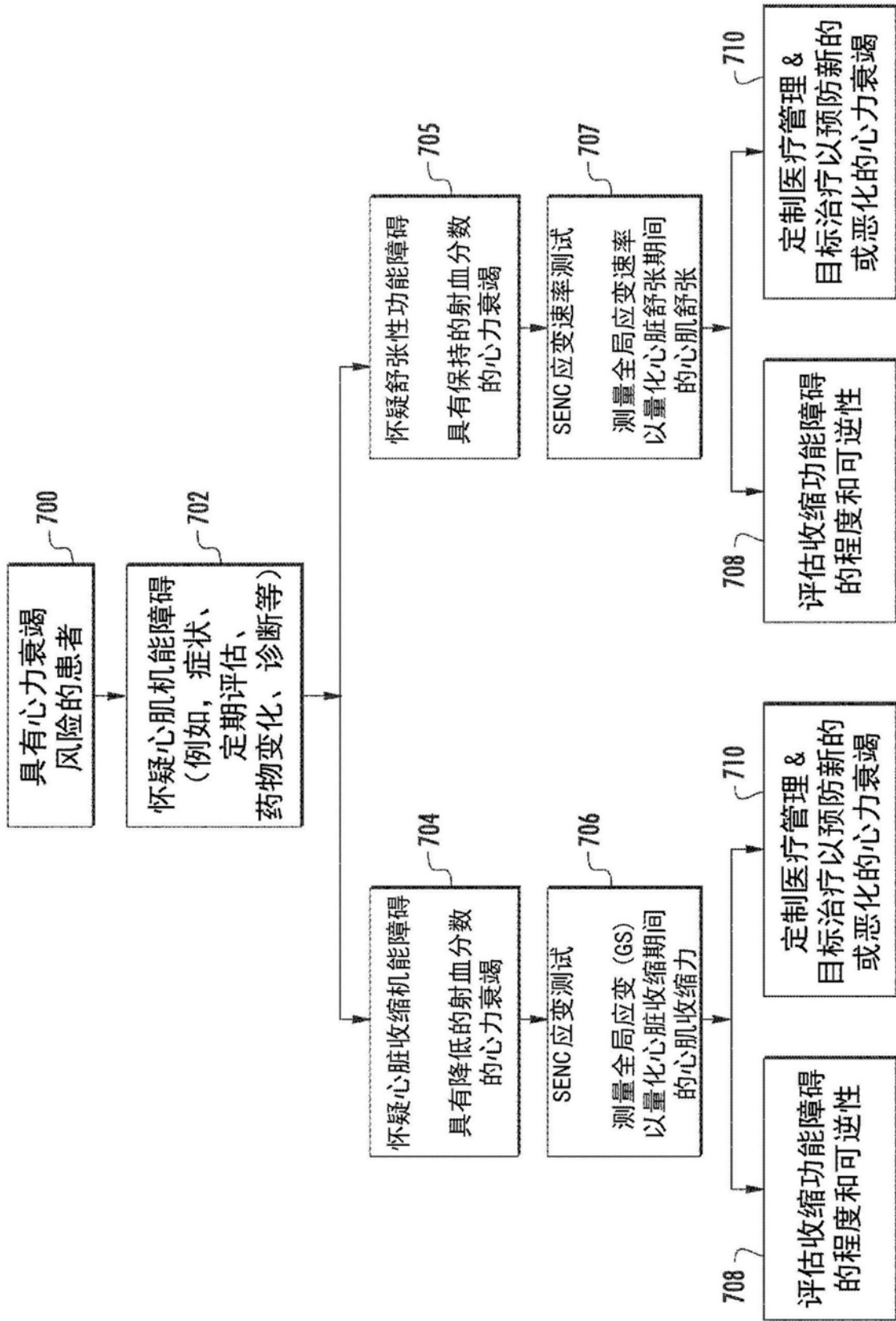


图18

专利名称(译)	通过来自磁共振成像的应变测量值快速定量评估心脏功能		
公开(公告)号	<a href="#">CN109310362A</a>	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780025305.X	申请日	2017-04-26
[标]发明人	尼尔 F 奥斯曼		
发明人	尼尔·F·奥斯曼		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B5/0037 A61B5/0044 A61B5/02028 A61B5/055 A61B5/1107 A61B5/7207 A61B5/7292 A61B5/743 A61B2576/023 G16H30/20 G16H30/40 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/30		
代理人(译)	李江晖		
优先权	62/328374 2016-04-27 US 62/415767 2016-11-01 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了心脏功能的快速定量评估，所述快速定量评估使用电路通过来自磁共振成像(MRI)图像的应变测量值来执行，其中所述电路至少部分地内置或者与磁共振成像扫描仪通信并与至少一个显示器通信，所述电路包括至少一个处理器，所述至少一个处理器：获得患者的心脏的长轴平面和短轴平面的多个系列的磁共振成像图像，在为5分钟或更短的主动扫描时间的图像会话期间且患者在磁共振成像扫描仪的孔洞中，每个系列的磁共振成像图像针对患者的心脏的不同单次心跳进行获取；基于患者的心脏的多个系列的磁共振成像图像测量患者的心脏的心肌心脏组织的应变；以及生成具有多个相邻隔室的纵向和周向的心脏模型，其中隔室基于所测量的应变被颜色编码。

