



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102973293 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 20

(21) 申请号 201210324276. 6

(22) 申请日 2012. 09. 05

(30) 优先权数据

61/531, 165 2011. 09. 06 US

13/249, 270 2011. 09. 30 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 K. A. 帕特瓦德汉 D. M. 米尔斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 姜甜 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

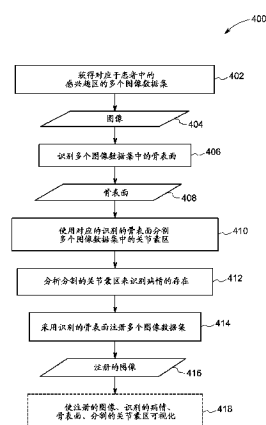
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 9 页

(54) 发明名称

基于超声的病理自动化检测、量化和追踪的方法和系统

(57) 摘要

本发明名称为基于超声的病理自动化检测、量化和追踪的方法和系统。呈现一种用于检测病情的自动化方法。该方法包括识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中该一个或多个数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区。此外,该方法包括基于对应的识别的骨表面分割对应于该一个或多个图像数据集的关节囊区。另外,该方法包括分析分割的关节囊区来识别病情。还呈现系统和非暂时性计算机可读介质,其配置成执行用于检测病情的自动化方法。



1. 一种用于检测病情的自动化方法,所述方法包括:
识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中所述一个或多个数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区;
基于对应的识别的骨表面分割对应于所述一个或多个图像数据集的关节囊区;以及
分析所分割的关节囊区来识别所述病情。
2. 如权利要求 1 所述的方法,进一步包括获得对应于所述感兴趣对象中的所述感兴趣区的所述一个或多个图像数据集。
3. 如权利要求 2 所述的方法,其中,所述感兴趣对象中的所述感兴趣区是骨关节。
4. 如权利要求 2 所述的方法,其中,获得所述一个或多个图像数据集包括在不同的时间点采集对应于所述感兴趣对象中的所述感兴趣区的所述一个或多个图像数据集。
5. 如权利要求 4 所述的方法,其中,识别所述骨表面包括:
获得对应于正常受检者中的所述感兴趣区的第一图像;
获得对应于所述感兴趣对象中的所述感兴趣区的第二图像;
识别所述第二图像中的声阴影;以及
基于所识别的声阴影生成遮蔽。
6. 如权利要求 5 所述的方法,进一步包括处理具有所述遮蔽的所述第二图像来识别骨可能性。
7. 如权利要求 6 所述的方法,进一步包括基于所述骨可能性提取所述骨表面。
8. 如权利要求 7 所述的方法,其中,分割所述关节囊区包括:
开发所述感兴趣区的图谱;
确定所述图谱中设置在离确定的位置最远的位点处的点;
识别所述图谱中的一个或多个点,其中形成所述感兴趣区的一个或多个骨表面开始朝所述最远点弯曲;
明确所述关节囊区的位点的初步估计;
基于所述识别的骨表面生成所述关节囊区的先验可能性;以及
基于所述先验可能性分割所述关节囊区。
9. 如权利要求 8 所述的方法,其中,分析所述分割的关节囊区包括:
确定对应于所述分割的关节囊区的参数;以及
将对应于所述分割的关节囊区的所述参数与对应于所述正常受检者的参数比较来识别所述病情。
10. 如权利要求 9 所述的方法,其中,分析所述分割的关节囊区进一步包括计算指示所识别的病情的状况的度量。
11. 如权利要求 10 所述的方法,其中,分析所述分割的关节囊区进一步包括确定所述感兴趣区中的骨侵蚀的体积。
12. 如权利要求 11 所述的方法,其中,确定所述骨侵蚀的所述体积包括:
通过测量所述骨表面的曲率的变化识别骨侵蚀的一个或多个候选区;
拟合通过骨侵蚀的所述区的边缘的一个或多个轮廓;以及
使所述一个或多个轮廓上的一个或多个点沿所述骨表面的切线演变,以确定所述一个或多个轮廓的体积。

13. 如权利要求 12 所述的方法,进一步包括对对应于所述一个或多个轮廓的所述体积和来估计所述骨侵蚀的所述体积。

14. 如权利要求 13 所述的方法,进一步包括基于所述对应的识别的骨表面注册所述一个或多个图像数据集来生成注册的图像。

15. 如权利要求 14 所述的方法,进一步包括使所述注册的图像、所述提取的骨表面、所述分割的关节囊区、所述识别的病情、或其组合在显示器上可视化。

16. 一种用于检测病情的自动化系统,所述系统包括:

检测平台,其包括:

骨表面识别模块,其配置成识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中所述一个或多个图像数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区;

关节囊分割模块,其配置成基于对应的识别的骨表面确定所述一个或多个图像数据集中的关节囊区;以及

分析模块,其配置成识别所分割的关节囊区中的所述病情。

17. 如权利要求 16 所述的系统,进一步包括注册模块,所述注册模块配置成基于对应于所述一个或多个图像数据集的所述识别的骨表面注册所述一个或多个图像数据集,以生成注册的图像。

18. 一种存储计算机可执行代码来执行以下方法的计算机可读非暂时性介质:

识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中所述一个或多个数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区;

基于对应的识别的骨表面分割对应于所述一个或多个图像数据集的关节囊区;以及
分析所分割的关节囊区来识别病情。

19. 如权利要求 18 所述的计算机可读非暂时性介质,其存储计算机可执行代码来执行以下方法:

使用对应于所述一个或多个数据集的所述识别的骨表面注册所述一个或多个图像数据集,以生成注册的图像。

20. 一种成像系统,所述系统包括:

采集子系统,其配置成获得对应于感兴趣对象中的感兴趣区的多个图像数据集;

处理子系统,其与所述采集子系统操作关联并且包括检测平台,其中所述检测平台包括:

骨表面识别模块,其配置成识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中所述一个或多个图像数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区;

关节囊分割模块,其配置成基于对应的识别的骨表面确定所述一个或多个图像数据集中的关节囊区;以及

分析模块,其配置成识别所分割的关节囊区中的病情。

21. 如权利要求 20 所述的系统,进一步包括注册模块,所述注册模块配置成基于对应于一个或多个图像数据集的所述识别的骨表面注册所述一个或多个图像数据集,以生成注册的图像。

基于超声的病理自动化检测、量化和追踪的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

该非临时申请根据美国专利法 § 119(e) 要求了 2011 年 9 月 6 日提交的美国临时专利申请序列号 61/531, 165 的优先权, 其通过引用而全部结合于此。

技术领域

[0002] 本公开的实施例涉及超声成像, 并且更具体地涉及随着时间推移的、肌肉骨骼病理的基于自动化超声的检测、量化、和追踪的系统和方法。

背景技术

[0003] 关节炎是常见的致残原因, 尤其是在老年人群中, 并且在美国它是最慢性的疾病之一。一般地, 当前的肌肉骨骼实践很大程度上依靠训练有素的放射科医生执行并且分析感兴趣解剖的图像。遗憾地, 该实践在向患者提供医护理方面导致额外的时间和成本。

[0004] 当前, 在诊断关节炎方面使用类似计算机断层摄影 (CT)、磁共振 (MR) 成像、X 射线等的成像技术。然而, 类似 X 射线的模态需要使用解剖的 2D 投影并且未能画出解剖底层 3D 结构的精确图画。而且, 类似 CT 和 MR 的其他成像方法相对昂贵并且对于某些群体的患者 (例如, 带有起搏器的患者不能经历 MR 扫描) 是禁忌。

[0005] 超声成像提供相对廉价的成像方法。超声成像中的新发展已经导致本领域当前状态的超声装置, 其拥有满意的高图像分辨率和易用性。这些发展已经导致临床研究以及每日护理实践点使用超声增加。因此, 使用超声的风湿病医生的数量多年来一直在稳步增加。此外, 改进的超声技术已经导致更高频率的超声探头, 其非常适合于对相对浅的解剖结构成像 (就肌肉骨骼成像的一般情况而言)。

[0006] 尽管超声有多种优势, 制约超声在护理点的使用的重要因素已成为这样的事实: 执行超声扫描需要有经验和受训的临床医生。另外, 使用 2D 超声甚至在相对熟练的超声医师中导致主观诊断。此外, 可在类似骨侵蚀的肌肉骨骼病理的检测中采用三维 (3D) (体积) 超声。3D 成像还允许量化特定肌肉骨骼病理的进展, 这在确定疾病阶段和对应的治疗方面将是非常有价值的。

[0007] 因此期望的是, 设计和开发提供病理更快速且更准确诊断和对类似肌肉骨骼病理的病理提供治疗响应的评估的专门的方法和系统。特别地, 期望开发这样的方法和系统, 其允许带有更大易用性、更短的学习周期、更快的检查时间的病理的检测、量化和 / 或追踪、以及减少操作者依赖性。

发明内容

[0008] 根据本技术的方面, 呈现用于检测病情的自动化方法。该方法包括识别一个或多个图像数据集中的骨表面, 其中该一个或多个数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区。此外, 该方法包括基于对应的识别的骨表面分割对应于该一个或多个图像数据集中的关节囊区。另外, 该方法包括分析分割的关节囊区来识别病情。还呈现包括一个或多个有形介质

的非暂时性的计算机可读介质,其中该一个或多个有形介质包括适于执行用于检测病情的自动化方法的代码。

[0009] 根据本技术的方面,呈现用于检测病情的自动化系统。该系统包括检测平台,其中该检测平台包括:骨表面识别模块,其配置成识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中该一个或多个图像数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区;关节囊分割模块,其配置成基于对应的识别的骨表面确定该一个或多个图像数据集中的关节囊区;以及分析模块,其配置成识别分割的关节囊区中的病情。

[0010] 根据本技术的又一个方面,呈现成像系统。该系统包括采集子系统,其配置成获得对应于感兴趣对象中的感兴趣区的多个图像数据集。此外,该系统包括处理子系统,其与采集子系统操作关联并且包括检测平台,其中该检测平台包括:骨表面识别模块,其配置成识别一个或多个图像数据集中的骨表面,其中该一个或多个图像数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区;关节囊分割模块,其配置成基于对应的识别的骨表面确定该一个或多个图像数据集中的关节囊区;以及分析模块,其配置成识别分割的关节囊区中的病情。

附图说明

[0011] 当下列详细描述参照附图(其中类似的符号代表整个图中类似的组件)阅读时,本发明的这些和其他特征、方面和优势将变得更好理解,在附图中:

图1是根据本技术的方面、用于超声图像中的病理的自动化检测、量化和追踪的系统的示意图示;

图2是供在图1的系统中使用的超声成像系统的示意图示;

图3是根据本技术的方面、图1的系统的一个实施例的示意图示;

图4是根据本技术的方面、描绘用于超声图像中的病理的自动化检测、量化和追踪的示范性方法的流程图;

图5是正常的骨关节的示意图示;

图6是根据本技术的方面、在图4的方法中识别骨表面的步骤的示意图示;

图7是掌指(meta-carpophalangeal)关节的示意图示;

图8是根据本技术的方面、在图4的方法中使用骨表面分割关节囊区的步骤的示意图示;以及

图9是根据本技术的方面、在图4的方法中确定骨侵蚀的体积的步骤的示意图示。

具体实施方式

[0012] 如将在下文中详细描述,呈现用于病理的基于自动化超声的检测、量化和追踪的多种方法和系统。采用在下文中描述的方法和系统便于早期诊断、量化(记分)并且提高病理的纵向追踪,同时在评估病理方面减少了操作者依赖性。此外,呈现用于客观评估病理的方法,由此提高病理诊断的效率。

[0013] 图1是根据本技术的方面、供在诊断成像中使用的示范性系统100的框图。该系统100配置成使用对应于感兴趣对象中的感兴趣解剖区的超声图像而便于对例如肌肉骨骼病理等病理的自动化检测、量化和追踪。为此,该系统100可配置成从患者102采集图像数据。在一个实施例中,该系统100可经由图像采集装置104从患者102采集图像数据。而且,在

一个实施例中,该图像采集装置 104 可包括探头,其中该探头可包括侵入式探头、或非侵入式探头或外部探头,例如外部超声探头,其配置成帮助采集图像数据。而且,在某些其他实施例中,可经由可设置在患者 102 上的一个或多个传感器(未示出)采集图像数据。作为示例,这些传感器可包括例如心电图(ECG)传感器等生理传感器(未示出)和/或例如电磁场传感器等位置传感器或惯性传感器。这些传感器可例如经由引线(未示出)操作地耦合于数据采集装置,例如成像系统。

[0014] 系统 100 还可包括与图像采集装置 104 操作关联的医学成像系统 106。应该注意尽管在下文中图示的示范性实施例在医学成像系统的背景下描述,还预想其他成像系统 and 应用,例如工业成像系统和例如管道检查系统、液体反应器检查系统等无损评价和检查系统。另外,在下文中图示和描述的示范性实施例可在采用超声成像结合其他成像模态的多模态成像系统、位置追踪系统或其他传感器系统中找到应用。此外,应该注意尽管在下文中图示的示范性实施例在例如超声成像系统等医学成像系统的背景下描述,根据本技术的方面也预想使用其他成像系统,例如但不限于,磁共振(MR)成像系统、X 射线成像系统、计算机断层摄影(CT)成像系统、和其他成像系统。

[0015] 如在下文中指出的,在目前预想的配置中,医学成像系统 106 可包括超声成像系统。在一个实施例中,该医学成像系统 106 可包括采集子系统 108 和处理子系统 110。此外,在一个实施例中,医学成像系统 106 的采集子系统 108 配置成经由图像采集装置 104 采集代表患者 102 中的一个或多个感兴趣的解剖区的图像数据。此外,在一个实施例中,采集子系统 108 可配置成采集感兴趣的解剖区的一个或多个二维(2D)图像。可采用这些 2D 图像来形成三维图像体积。备选地,采集子系统 108 可能够采集代表患者 102 中的感兴趣的解剖区的 3D 图像体积。此外,感兴趣的解剖区可包括患者 102 中的骨关节。因此,采集子系统 108 配置成采集代表例如患者 102 中的骨关节的多个 2D、3D 和/或四维(4D)图像。可注意采集的图像可代表在不同的时间点采集的图像。另外,从患者 102 采集的图像数据然后可由处理子系统 110 处理。

[0016] 可采用由医学成像系统 106 采集和/或处理的图像数据来帮助临床医生识别病情、评估治疗需要、确定适合的治疗选择、追踪疾病进展、和/或监视对病情的治疗效果。可注意术语治疗和疗法可互换地使用。在某些实施例中,处理子系统 110 可进一步耦合于存储系统,例如数据仓库 114,其中数据仓库 114 配置成存储采集的图像数据。

[0017] 根据本技术的示范性方面,处理子系统 110 可包括检测平台 112,其配置成帮助检测、量化和/或追踪患者 102 中的解剖区中的病理。更具体地,检测平台 112 可配置成采用经由医学成像系统 106 采集的图像而便于检测感兴趣的解剖区中的病理并且将参照图 3-9 更详细地描述。如之前指出的,感兴趣的解剖区可以是患者 102 中的骨关节。另外,在一个实施例中,检测平台 112 配置成使用采集的超声图像来帮助例如肌肉骨骼病理等病理的自动化检测、量化、和/或追踪。而且,在一个实施例中,感兴趣的解剖区中的病理可包括例如患者 102 中的风湿性关节炎等疾病。尽管从风湿性关节炎方面描述本技术,可注意还设想对检测其他与骨有关的疾病使用本技术。

[0018] 此外,如在图 1 中图示的,医学成像系统 106 可包括显示器 116 和用户接口 118。在某些实施例中,例如在触摸屏中,显示器 116 和用户接口 118 可重叠。而且,在一些实施例中,显示器 116 和用户接口 118 可包括公共区域。根据本技术的方面,医学成像系统 106

的显示器 116 可配置成基于采集的图像数据显示由医学成像系统 106 生成的图像。另外, 根据本技术的另外的方面, 由检测平台 110 检测的病理可在显示器 116 上可视化。

[0019] 另外, 医学成像系统 106 的用户接口 118 可包括人机接口装置 (未示出), 其配置成帮助临床医生操纵在显示器 116 上显示的图像数据。该人机接口装置可包括鼠标型装置、轨迹球、操纵杆、触针、或触摸屏, 其配置成便于临床医生识别需要疗法的一个或多个感兴趣区。然而, 如将意识到的, 还可采用其他人机接口装置, 例如但不限于, 触摸屏。此外, 根据本技术的方面, 用户接口 118 可配置成帮助临床医生通览 (navigate through) 由医学成像系统 106 采集的图像。另外, 用户接口 118 还可配置成帮助操纵和 / 或组织在显示器 116 上显示的检测的病理。

[0020] 如之前参照图 1 指出的, 医学成像系统 106 可包括超声成像系统。图 2 是在图 1 中描绘的超声成像系统 200 的实施例的框图。该超声系统 200 包括采集子系统, 例如图 1 的采集子系统 108, 和处理子系统, 例如图 1 的处理子系统 110。采集子系统 108 可包括换能器组装件 206。另外, 采集子系统 108 包括传送 / 接收切换电路 208、传送器 210、接收器 212、和束形成器 214。可注意在某些实施例中, 换能器组装件 206 设置在探头 104 (参见图 1) 中。而且, 在某些实施例中, 换能器组装件 206 可包括例如采用间隔关系设置来形成换能器阵列 (例如一维或二维换能器阵列) 的多个换能器元件 (未示出)。另外, 换能器组装件 206 可包括互连结构 (未示出), 其配置成便于使换能器阵列操作地耦合于外部装置 (未示出), 例如但不限于, 电缆组装件或关联的电子器件。在图示的实施例中, 该互连结构可配置成使换能器阵列耦合于 T/R 切换电路 208。

[0021] 处理子系统 110 包括控制处理器 216、解调器 218、成像模式处理器 220、扫描转换器 222 和显示处理器 224。该显示处理器 224 进一步耦合于显示监视器, 例如显示器 116 (参见图 1), 用于显示图像。例如用户接口区域 118 (参见图 1) 等用户接口与控制处理器 216 和显示监视器 116 交互。控制处理器 216 还可耦合于远程连接子系统 226, 其包括远程连接接口 228 和 web 服务器 230。处理子系统 110 可进一步耦合于数据仓库 232, 例如图 1 的数据仓库 114, 其配置成接收和 / 或存储超声图像数据。该数据仓库 232 与成像工作站 234 交互。

[0022] 前面提到的组件可以是专门的硬件元件, 例如具有数字信号处理器的电路板或可以在例如商用化现有个人计算机 (PC) 等通用计算机或处理器上运行的软件。根据本发明的多种实施例, 多种组件可组合或分开。从而, 本领域内技术人员将意识到作为示例提供目前的超声成像系统 200, 并且本技术决不受特定系统配置的限制。

[0023] 在采集子系统 108 中, 换能器组装件 206 与患者 102 (参见图 1) 接触。换能器组装件 206 耦合于传送 / 接收 (T/R) 切换电路 208。而且, 传送 / 接收 (T/R) 切换电路 208 与传送器 210 的输出和接收器 212 的输入操作关联。接收器 212 的输出是束形成器 214 的输入。另外, 束形成器 214 进一步耦合于传送器 210 的输入和解调器 218 的输入。束形成器 214 还操作地耦合于控制处理器 216, 如在图 2 中示出的。

[0024] 在处理子系统 110 中, 解调器 218 的输出与成像模式处理器 220 的输入操作关联。另外, 控制处理器 216 与成像模式处理器 220、扫描转换器 222 和显示处理器 224 接口。图像模式处理器 220 的输出耦合于扫描转换器 222 的输入。而且, 扫描转换器 222 的输出操作地耦合于显示处理器 224 的输入。显示处理器 224 的输出耦合于监视器 116。

[0025] 超声系统 200 将超声能量传送进入患者 102 并且接收和处理从患者 102 反向散射的超声信号,以创建并且显示图像。为了生成超声能量的传送束,控制处理器 216 发送命令数据到束形成器 214 来生成传送参数以在期望的转向角创建源于换能器组装件 206 的表面的某个点的期望形状的束。传送参数从束形成器 214 发送到传送器 210。传送器 210 使用传送参数来对要通过 T/R 切换电路 208 发送到换能器组装件 206 的传送信号正确地编码。传送信号被设置成关于彼此处于某些水平和相位并且提供给换能器组装件 206 的个体换能器元件。传送信号激发换能器元件以发射具有相同相位和水平关系的超声波。因此,当换能器组装件 206 声耦合于患者 102 时,超声能量的传送束通过使用例如超声凝胶而沿着扫描线在患者 102 中形成。

[0026] 在一个实施例中,换能器组装件 206 可以是双向换能器。当将超声波传送进入患者 102 时,超声波从患者 102 内的组织和血液样本反向散射出。换能器组装件 206 在不同的时间接收反向散射波,这取决于它们返回进入组织的距离以及它们返回时相对换能器组装件 206 的表面的角度。换能器元件将来自反向散射波的超声能量转化成电信号。

[0027] 电信号然后通过 T/R 切换电路 208 路由到接收器 212。接收器 212 使接收的信号放大并且数字化,并且提供例如增益补偿等其他功能。对应于由每个换能器元件在多个时间接收的反向散射波的数字化的接收信号保留反向散射波的振幅和相位信息。

[0028] 数字化的信号被发送到束形成器 214。控制处理器 216 发送命令数据到束形成器 214。束形成器 214 使用命令数据以在典型地对应于换能器组装件 206 的表面的点的转向角和之前沿扫描线传送的超声束的转向角处形成源于该点的接收束。根据来自控制处理器 216 的命令数据的指令,束形成器 214 通过执行时间延迟和聚焦对适当的接收信号进行操作以沿着患者 102 内的扫描线创建对应于样本体积的接收束信号。来自多种换能器元件的接收信号的相位、振幅、和定时信息用于创建接收束信号。

[0029] 接收束信号被发送到处理子系统 110。解调器 216 解调接收束信号来创建对应于沿扫描线的样本体积的 I 和 Q 解调数据值对。通过将接收束信号的相位和振幅与参考频率比较而实现解调。I 和 Q 解调数据值保留接收信号的相位和振幅信息。

[0030] 解调数据被传递到成像模式处理器 220。成像模式处理器 220 使用参数估计技术以采用扫描序列格式从解调数据生成成像参数值。成像参数例如可包括对应于例如 B 模式、彩色速度模式、频谱多普勒模式、和组织速度成像模式等多种可能的成像模式的参数。成像参数值被递送给扫描转换器 222。扫描转换器 222 通过执行从扫描序列格式到显示格式的翻译而处理参数数据。该翻译包括对参数数据执行插值运算来创建采用显示格式的显示像素数据。

[0031] 扫描转换的像素数据被发送到显示处理器 224 来执行扫描转换的像素数据的任何最终空间或时间滤波、将灰度或彩色应用于扫描转换的像素数据、以及将数字像素数据转换成模拟数据用于显示在监视器 116 上。用户接口 118 耦合于控制处理器 216 以基于显示在监视器 116 上的数据允许用户与超声系统 200 交互。

[0032] 现在转向图 3,描绘图 1 的诊断系统 100 的一个实施例的框图 300。如之前参照图 1 指出的,采集子系统 108(参见图 1)配置成帮助采集来自患者 102(参见图 1)的图像数据。因此,代表患者 102 的一个或多个图像可被采集子系统 108 采集。在某些实施例中,该一个或多个图像可包括超声图像 302。可注意这些超声图像 302 可代表患者 102 中的解剖

区。例如,在图 3 中图示的示例中,这些超声图像 302 可包括代表患者 102 的骨关节区的图像数据。如之前指出的,这些超声图像 302 可包括 2D 图像、3D 图像和 / 或 4D 图像。而且,如之前指出的,这些 2D、3D 和 / 或 4D 图像 302 可包括在不同的时间点采集的纵向图像。

[0033] 此外,由采集子系统 108 采集的图像数据可存储在数据仓库 114(参见图 1)中。在某些实施例中,数据仓库 114 可包括本地数据库。检测平台 112(参见图 1)然后可从本地数据库 114 访问这些图像,例如超声图像 302。备选地,可由采集子系统 108 从档案点、数据库、或光学数据存储物品获得超声图像 302。例如,采集子系统 108 可配置成采集存储在光学数据存储物品中的图像。可注意光学数据存储物品可以是光学存储介质,例如压缩盘(CD)、数字多功能盘(DVD)、例如 DVD-5 或 DVD-9 等多层结构、例如 DVD-10 或 DVD-18 等多面结构、高清晰度数字多功能盘(HD-DVD)、蓝光盘、近场光学存储盘、全息存储介质、或另一个类似体积光学存储介质,例如双光子或多光子吸收存储格式。此外,由采集子系统 108 这样采集的这些超声图像 302 可本地存储在医学成像系统 106(参见图 1)上。超声图像 302 例如可存储在本地数据库 114 中。

[0034] 此外,如之前参照图 1 指出的,处理子系统 110(参见图 1)配置成处理这些超声图像 302,来帮助临床医生识别病情、评估治疗需要、确定适合的治疗选择、追踪病情的进展、和 / 或监视对病情的治疗效果。更具体地,处理子系统 110 可配置成帮助检测、量化和 / 或追踪患者 102 中的一个或多个解剖区中的病理。在一个示例中,处理子系统 110 可配置成使用代表患者 102 中的一个或多个解剖区(例如患者 102 中的骨关节)的超声图像 302 来帮助检测、量化和 / 或追踪肌肉骨骼病理。而且,在图 1-2 中图示的实施例中,处理子系统 110 示出为包括检测平台 112,其中检测平台 112 配置成通过采用采集的超声图像 302 来帮助检测、量化和 / 或追踪肌肉骨骼病理,如之前描述的。然而,检测平台 112 还可用作独立模块,其与处理子系统 110 和医学成像系统 106 在物理上分开。作为示例,检测平台 112 可操作地耦合于医学成像系统 106 并且配置成使用采集的超声图像 302 来帮助检测、量化和 / 或追踪与患者 102 中的解剖区关联的肌肉骨骼病理。

[0035] 根据本技术的方面,检测平台 112 配置成帮助识别、量化和 / 或追踪病情,例如但不限于肌肉骨骼病理。为此,根据本技术的方面,检测平台 112 配置成通过识别多个图像数据集 302 中的骨表面、使用对应的识别的骨表面分割多个图像数据集 302 中的关节囊区、分析识别的骨表面和 / 或分割的关节囊区来识别、量化和 / 或追踪病情,从而帮助检测、量化和 / 或追踪病情。在某些其他实施例中,还可采用检测平台 112 以通过使用对应的识别的骨表面注册多个图像数据集 302 来生成注册的图像,从而帮助检测和 / 或追踪病情。

[0036] 此外,在一个实施例中,检测平台 112 可包括骨表面识别模块 304、关节囊分割模块 306、和分析模块 308。在某些实施例中,检测平台 112 还可包括注册模块 310。可注意尽管图 3 的配置将检测平台 112 描绘为包括骨表面识别模块 304、关节囊分割模块 306、分析模块 308 和注册模块 310,可使用更少或更多数量的这样的模块。

[0037] 继续参照图 3,在目前预想的配置中,骨表面识别模块 304 配置成使用多个图像数据集识别骨关节的骨表面。如本文使用的,术语多个图像数据集用于指由采集子系统 108 采集的超声图像 302。可注意术语多个图像数据集和超声图像能互换地使用。此外,还可注意术语病理和病情能互换地使用。另外,在某些实施例中,多个图像 302 可在一个临床访问期间获得。例如,可在同一天在不同的时间点采集多个图像 302。在一个实施例中,不同的

时间点可以是全在几分钟内或可分散在一天中。另外,还可在多个临床访问处采集多个图像 302,这些多个临床访问可分散在数周、数月或甚至数年中以便于追踪疾病进展和 / 或对疗法的潜在响应。

[0038] 骨表面识别模块 304 配置成使用超声图像 302 自动识别和提取关节骨表面。可注意骨表面识别模块 304 配置成识别并且提取对应于超声图像 302 中的每个的骨表面。可采用被这样识别的关节骨表面来提高视觉检测例如关节表面的侵蚀等肌肉骨骼病理的效率。此外,还可采用被这样识别的关节骨表面以实现与骨有关的病理的自动化检测和量化,例如骨表面的侵蚀。为此,在某些实施例中,骨表面识别模块 304 还可配置成帮助使识别的关节骨表面可视化。

[0039] 此外,检测平台 112 中的关节囊分割模块 306 配置成使用对应的由骨表面识别模块 304 识别的骨表面来分割超声图像 302 中的关节囊区。例如,关节囊分割模块 306 配置成使用对应的识别的骨表面分割包括掌指 (MCP) 关节和 / 或跖趾 (MTP) 关节的骨关节中的关节囊区。

[0040] 随后,可分析分割的关节囊区来检测和 / 或量化任何病理,例如炎症等。另外,可分析分割的关节囊区以允许在关节囊区内的回声反射性的统计分析以及多普勒彩色流测量来帮助检测、量化和 / 或追踪病理,例如骨侵蚀。在一个实施例中,检测平台 112 中的分析模块 308 配置成分析识别的骨表面和 / 或分割的关节囊区来识别肌肉骨骼病理、追踪肌肉骨骼病理、和 / 或研究对肌肉骨骼病理的治疗的功效。作为示例,分析模块 308 可特别地处理超声图像 302 和分割的关节囊区来追踪关节解剖的任何变化并且确定对应的定量和 / 或定性测量。

[0041] 另外,分析模块 308 还配置成处理超声图像 302、提取的关节骨表面和 / 或分割的关节囊区以在骨关节水平确定炎症变化的客观体积测量。作为示例,可处理超声图像 302 来提供发炎组织的直接和直观的体积可视化、体积量化、和 / 或体积多普勒血流评估。此外,分析模块 308 还可配置成生成对应于病情的评分或度量,其中该评分或度量在护理点 (例如风湿病医生办公室) 提供病情的直接关节水平的评估。在一个实施例中,分析模块 308 可配置成通过将确定的评分或度量与对应于正常受检者的测量比较来确定评分或度量、病情等。正常测量例如可存储在正态模型数据库 314 中。

[0042] 可注意在某些实施例中,分析模块 308 还可配置成帮助临床医生确定病情。为此,分析模块 308 可配置成帮助指示识别的病情和 / 或生成的度量的图像的可视化。这些图像和 / 或度量可呈现给临床医生。临床医生然后可利用这些图像和 / 或度量来诊断或确定病情、追踪病情进展、和 / 或研究疗法对病情的功效。

[0043] 如之前指出的,在某些实施例中,检测平台 112 还可包括注册模块 310。可采用注册模块 310 以基于识别的骨表面注册超声图像 302 来生成注册的图像。注册的图像用于追踪例如骨关节中的病理。此外,在某些实施例中,注册的图像、提取的骨表面、和 / 或分割的关节囊区可存储在数据存储器 312 中。另外,提取的骨表面、分割的关节囊区、和 / 或注册图像可被可视化用于例如在显示器 116 上显示。此外,在一个实施例中,临床医生可使用用户接口 118 注释、组织和 / 或注释显示的图像。

[0044] 特别地,检测平台 112 的运转、以及骨表面识别模块 304、关节囊分割模块 306、分析模块 308、和注册模块 310 的运转可参照在图 4 中描绘的示范性逻辑而更好理解。现在转

向图 4, 图示用于追踪患者 102 (参见图 1) 中的感兴趣的解剖区中的病理 (例如肌肉骨骼病理) 的方法的示范性逻辑 400 的流程图。可注意从图 1-3 的多种组件方面描述图 4 的方法。

[0045] 此外, 方法 400 可在计算机可执行指令的一般背景中描述。一般地, 计算机可执行指令可包括执行特定功能或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构、规程、模块、功能, 等。此外, 在某些实施例中, 计算机可执行指令可位于例如存储器等计算机存储介质中, 该计算机存储介质在成像系统 100 的本地 (参见图 1) 并且与处理子系统 110 (参见图 1) 操作关联。在某些其他实施例中, 计算机可执行指令可位于例如存储器存储装置等计算机存储介质中, 该计算机存储介质从成像系统去除。此外, 用于使用超声图像 302 (参见图 3) 进行病理的自动化检测的方法包括可采用硬件、软件、或其组合实现的操作序列。

[0046] 在图 4 中呈现的示例中, 呈现用于使用超声图像数据的、骨关节中肌肉骨骼病理的自动化检测、量化和 / 或追踪的方法。因此, 如之前指出的, 可采用超声图像, 例如代表患者 102 中的骨关节区的超声图像 302, 来帮助诊断和 / 或治疗肌肉骨骼病理。

[0047] 方法在步骤 402 开始, 其中获得代表解剖区的一个或多个图像数据集 404。在本示例中, 从检测患者 (例如患者 102 (参见图 1)) 的骨关节中的肌肉骨骼病理方面描述用于检测病理的方法。因此, 图像数据集 404 可包括代表患者 102 的骨关节区的超声图像数据。可注意图像数据集 404 可包括 2D、3D 和 / 或 4D 超声图像。如之前指出的, 可在不同的时间点从患者 102 实时采集图像数据集 404。然而, 可替代地从数据仓库 (例如数据仓库 114 (参见图 1)) 获得图像数据集 404。

[0048] 此外, 多个图像数据集 404 可代表纵向图像。如本文使用的, 术语“纵向图像”用于指在不同的时间点采集的、对应于感兴趣对象 (例如患者 102) 中的感兴趣的解剖区的图像。因此, 在步骤 402 采集一个或多个纵向图像 404。在本示例中, 超声图像 404 可代表患者 102 中的骨关节区。作为示例, 可采集代表患者 102 中的关节区的 2D、3D 和 / 或 4D 超声图像。这些纵向图像 404 可在诊断、疗法和 / 或随访研究中使用。

[0049] 根据本技术的方面, 用于在超声图像 404 中自动化检测病理的方法需要识别骨表面, 如由步骤 406 指示的。如之前指出的, 采用骨表面识别模块 304 (参见图 3) 来帮助识别骨表面。

[0050] 可指出骨表面的识别依靠感兴趣的解剖区中不同组织的特有的声学特性以便区分超声图像 404 中的多种组织。因此, 采用骨表面的特有的声学响应来识别骨表面。特别地, 因为骨对于声波大致上是不透明的, 所以当声波撞击骨的表面时, 声波的几乎全部反射远离骨并且可返回到超声换能器 206 (参见图 2)。因为相对小部分的撞击声波能够在骨表面下方传播, 声波的该反射导致在骨表面下方的声“阴影”。例如, 大约 5-10% 的撞击声波能够在骨表面下方传播。这样形成的声阴影导致特有的骨表面超声图像表示。

[0051] 根据本技术的另外的方面, 采用该特有的骨表面超声图像表示来便于骨表面的自动化识别。在某些实施例中, 可设计和采用被调整成在骨的表面处生成强的响应的特定图像处理滤波器以实现从超声图像 404 自动化识别骨表面。对这样的滤波器的响应然后用于生成“骨 - 可能性” $L(x)$, 其中 x 是超声图像 404 中任意像素的位点并且 $L(x)$ 是在 x 处或附近存在骨组织的可能性。

[0052] 此外,在步骤 406,一旦骨表面被识别,基于生成的骨表面可能性提取骨表面并且对其分割。许多快速分割方法可用于提取骨表面。在某些实施例中,可采用扩展成三维的基于曲线图的分割方法以在 3D 中识别骨表面。继步骤 406 的处理之后,识别并且提取骨表面 408。

[0053] 在某些情形下,骨表面 408 可远离由超声探头 104 生成的声束的方向弯曲。因此,来自探头 104 的声束以一定角度撞击骨表面 408,由此将反射的能量引导远离探头 104 并且导致骨“陡壁”(drop-off)效应。特别地,在换能器 206 的方向仅反射相对小部分的能量,从而导致来自骨表面 408 的相对较低强度的回声。该陡壁效应不利地导致在来自骨表面 408 的较低回声强度的区域中骨识别失败。

[0054] 根据本技术的方面,经由使用隐含骨表面正态计算(normal computation)而回避陡壁效应以便估计骨表面法线对着超声束的角度。该角度可用于生成强度校正的超声图像。该角度还可用于直接修改骨可能性估计和骨表面拟合。在某些实施例中,表面拟合可能需要优化算法,例如动态编程,其识别穿过骨可能性地图的最高值的骨表面并且同时维持骨表面的合理的物理性质,例如平滑度。

[0055] 另外,根据本技术的另外的方面,一旦骨表面 408 被识别,分割关节囊区,如由步骤 410 指示的。如之前指出的,采用关节囊分割模块 306 以基于识别的骨表面 408 分割关节囊区。基于提取的骨表面 408 从超声图像 404 自动分割关节囊区。在一个实施例中,采用提取的骨表面 408 来提供关于关节囊区的位点的语境指示。此外,因为大多数人类关节具有特定的解剖结构,关节的该解剖结构用于生成关节的解剖图谱。因此,基于识别的骨表面 408 执行基于图谱的关节囊分割。在某些实施例中,关节囊区的这样的分割还可基于用户输入从手动播种(初始)分割和随后执行基于图像的分割方面而执行。

[0056] 一旦关节囊区被分割,分析分割的关节囊区来识别关节中任何病情的存在,如由步骤 412 指示的。病情例如可包括肌肉骨骼病理,例如骨侵蚀。根据本技术的另外的方面,还分析分割的关节囊区来帮助量化识别的病情。作为示例,分割的关节囊区的病情可通过提供指示疾病的严重性的评分或度量而量化。分析模块 308 用于识别任何病情,如之前参看图 3 指出的。

[0057] 可注意可对每个患者扫描执行骨表面识别、关节囊区分割和关节囊区分析以识别和/或量化病情的自动化步骤。另外,自动化步骤还帮助追踪病情的进展和/或帮助估计疗法对病情的功效。因此,多个采集的超声图像 404 用于例如追踪病理的进展和/或研究治疗对病理的功效。

[0058] 在某些实施例中,可注册采集的超声图像 404,如由步骤 414 描绘的。特别地,假设骨的表面保持相对不变,采用在不同的时间点采集的跨超声图像 404 的骨表面来帮助注册超声图像。继注册步骤 414 之后,可生成注册的图像 416。注册模块 310 用于注册超声图像 404。

[0059] 而且,超声图像 404 之间的解剖中的任何变化的视觉重叠可在显示器 116(参见图 1)上显示,如由步骤 418 指示的。另外,识别的病情、识别的骨表面 408、分割的关节囊区、和/或注册的图像 416 还可在显示器 116 上显示。该可视化允许临床医生或用户理解病情并且解释随着时间的推移在特定关节发生的变化。步骤 402-418 可参看图 5-9 而更好理解。

[0060] 图 5 是正常的人类关节的示意图示 500。标号 502 代表关节 500 中的骨,而关节

囊由标号 504 表示。此外,标号 506 代表肌肉,而软骨由标号 508 表示。此外,肌腱由标号 510 表示,而标号 512 代表滑膜。而且,滑膜液由标号 514 表示。

[0061] 现在参照图 6,描绘图 4 的步骤 406 的骨表面提取的示意图示 600。作为示例,图 6 的方法描绘骨 502(参见图 5)的表面的识别和提取。注意可参照图 1-5 描述图 6 的方法。方法在步骤 602 开始,其中获得对应于例如患者 102(参见图 1)中的骨关节 500(参见图 5)等感兴趣的解剖区的超声图像 604。图像 604 可代表例如正常的骨关节。

[0062] 此外,在步骤 606,获得感兴趣的骨关节的反射图像 608。作为示例,超声探头 104(参见图 1)用于将声波引导朝向骨关节并且使用反射声波生成反射图像 608。如之前指出的,采用基于在骨表面下方的声“阴影”的骨表面的特有超声图像表示来便于骨表面的自动化识别。因此,生成特定图像处理滤波器,例如荫遮蔽 (shadow mask) 612,其被调整成在骨的表面处生成强的响应,如由步骤 610 描绘的。随后,在步骤 614,采用荫遮蔽 612 以实现从超声图像 608 自动化识别骨表面。具体地,通过使用荫遮蔽 612 处理超声图像 608 来生成图像 616,其描绘“骨-可能性”。一旦骨-可能性被识别,识别并且提取骨表面。继步骤 614 的处理之后,识别并且提取骨表面。

[0063] 如之前指出的,一旦骨表面 408(参见图 4)被识别和提取,基于识别的骨表面分割关节囊区。图 7 是掌指 (MCP) 关节的示意图示 700。标号 702 代表关节囊区。而且,伸肌腱由标号 704 表示,而背掌指滑膜隐窝由标号 706 表示。根据本技术的方面,分割关节囊区 702 是期望的。具体地,基于图 4 的识别的骨表面 408 提取关节囊区 702。

[0064] 现在参照图 8,描绘图 4 的步骤 410 的关节囊区分割的示意图示 800。作为示例,图 8 的方法描绘关节囊区 702(参见图 7)的识别和分割。可注意参照图 1-7 描述图 8 的方法。如之前指出的,根据本技术的方面,基于识别的骨表面对例如关节囊区 702(参见图 7)等关节囊区分割。特定地,图 8 描绘使用提取的骨表面来提供关于关节囊区的位点的语境提示或指示的关节囊区自动化分割。在一个实施例中,使用对应于关节的某些测量的关节的解剖模型可用于帮助分割关节囊区。

[0065] 然而,在某些其他实施例中,在很少控制(正常)的数据集上使用解剖的专家注释来分割关节囊区以便对给定骨表面的关节囊区生成归一化的代表形状和统计先验。因此,根据本技术的方面,在图 8 中呈现基于模型/图谱的关节囊区分割的一个示例。

[0066] 方法在步骤 802 开始,其中考虑已经被识别和提取的骨表面。在图 8 的示例中,该骨表面描绘为包括形成关节的第一骨表面 804 和第二骨表面 806。此外,在步骤 802,给出识别的骨表面 804、806,离探头 104(参见图 1)最远的骨上的点“A”被识别。另外,在两个骨表面 804 和 806 开始朝点“A”弯曲的地方的点“B”和“C”被识别。

[0067] 随后,在步骤 808,连接这三个点“A”、“B”、“C”以形成三角形 810。该三角形 810 用于提供关节囊区的位点的初始或第一猜测。此外,在步骤 812,保持在骨表面 804、806 上方的三角形 810 区域。作为示例,保持位于骨表面 804 和 806 上方但在线 BC 下方的三角形 810 区域。因为采用已知的关节解剖结构,这些区域代表对关节囊区的基于模型/图谱的先验的近似。而且,生成基于已经识别的骨表面 804、806 的关节囊的先验可能性 814。

[0068] 另外,使用该先验可能性 814,分割关节囊区,如由步骤 816 指示的。多种分割技术可用于分割关节囊区。作为示例,采用区域生长技术来分割关节囊区。可注意区域生长是简单的基于区域的图像分割法。区域生长技术典型地需要选择初始种子点。随后,检查初

始“种子点”的邻近像素来确定像素邻域是否应该添加到区域。该过程可迭代执行直到达到一致。标号 818 代表分割的关节囊区。

[0069] 根据本技术的方面,采用分割的关节囊区 818(参见图 8)作为感兴趣区来执行允许确定关节是患病还是没有患病的测量。因此,分析提取的骨表面 804、806(参见图 8)和 / 或分割的关节囊区 818 以识别关节囊区中的病情的存在。另外,根据本技术的方面,还生成识别的病情的量化。

[0070] 如之前指出的,在识别和 / 或量化病情方面采用分析模块 308(参见图 3)。在一个实施例中,关节囊体积、关节囊区内部的血流量、关节囊区的回声反射性是可以是在分割的关节囊区内进行的测量的一些示例。这些测量然后与对已知的正常(控制)关节图像进行的相似测量比较。如之前指出的,对应于已知正常关节图像的测量可从正态模型数据库 314(参见图 3)获得。该比较便于自动区分正常和异常关节。根据本技术的另外的方面,除区分患病和正常的关节外,这样的测量还用于提供关于关节的“健康”的定性和 / 或定量评分。另外,这些测量用于确定疗法对病情的功效和 / 或追踪关节中的病情的进展。

[0071] 此外,在某些实施例中,使用许多控制(正常)受检者上的专家注释而获得测量来理解正常测量的统计。另外,测量归一化于解剖的大小以便适用于任何大小的解剖。此外,采用这些测量来帮助建模正常情况。该正态模型用于识别病情。例如,基于确定的测量与正态模型的假设检验比较确定病情。

[0072] 根据本技术的另外的方面,可量化疾病进展的状态。为此,限定正常统计与从测试受检者(例如患者 102)测量的统计之间的距离度量。例如,如果正态模型在从正常测量获得的平均值周围呈近似高斯分布,则适合的距离度量可以是马氏距离(Mahalanobis distance)。

[0073] 此外,根据本技术的方面,除基于关节囊的测量外,可识别和 / 或量化其他病理,例如骨侵蚀。为此,分析识别的骨表面来识别骨侵蚀的候选区。骨侵蚀可以在几何上表征为骨表面的平滑度的突变。因此,在骨表面上的任意点计算骨表面的曲率(K)的变化。在一个实施例中,通过计算在该点处的骨表面的单位法线的变化率而确定骨表面的曲率变化。备选地,例如面积不变量等其他几何性质还可用于检测模仿骨侵蚀的几何性质的骨表面上的异常。

[0074] 一旦骨侵蚀的候选位点被识别,自动生成骨侵蚀的大小的几何测量。在一个实施例中,可通过自动 3D 孔填充、之后通过测量填满骨的量而确定骨侵蚀的体积。还预想确定骨侵蚀的体积测量的备选方法。因此,呈现用于确定骨侵蚀的体积测量的示范性方法。图 9 是用于确定骨侵蚀的体积测量的示范性方法的示意图示 900。特别地,图 9(a) 是对沿骨侵蚀的骨表面拟合轮廓的步骤的示意图示 902。而且,图 9(b) 是使点沿骨侵蚀的表面演变的步骤的示意图示 910。

[0075] 在一个实施例中,采用骨表面 S 904 的曲率或其他几何性质来确定骨侵蚀 906 的体积。例如,识别的骨表面 S 904 的基于曲率的处理允许使轮廓 C₀ 908 拟合通过骨侵蚀 906 的边缘周围的高曲率点,如在图 9(a) 中描绘的。此外,可假设骨表面 S 904 是 2D 轮廓并且通过用 3D 平面对骨表面 S 904 限幅使得平面穿过轮廓 C₀ 908 的质心而获得。随后,该轮廓 C₀ 908 上的点(例如点 P₀)沿骨表面 S 904 在该点 P₀ 处的切线 T₀ 912 的方向演变,如在图 9(b) 中描绘的。该演变持续直到轮廓会聚到例如单个点。

[0076] 另外,可重复该演变过程来确定对应于所有轮廓的体积。标号 914 代表轮廓 C_1 并且 p_1 代表轮廓 C_1 上的点。此外,在一个实施例中,骨侵蚀 906 的体积 V 计算为所有轮廓体积的总和并且表示为:

$$V = \sum_{i=1}^n A(C_n) |T_n|, \quad (1)$$

其中 $A(C_n)$ 是第 n 个轮廓的面积。

[0077] 而且,一旦骨侵蚀 906 的位点被确定,位点信息可传送到超声探头 104 以便以更高的分辨率重新扫描解剖的该部位并且提供感兴趣区用于另外的彩色血流测量以便检测骨侵蚀 906 内部或附近的血流量。

[0078] 此外,前面的示例、证明、和过程步骤(例如可由系统执行的那些)可由适合的代码在例如通用或专用计算机等基于处理器的系统上实现。还应该注意,本技术的不同的实现可以不同的顺序或大致上同时(即,并行)进行本文描述的步骤中的一些或全部。此外,可采用多种编程语言实现功能,这些语言包括但不限于 C++ 或 Java。可存储或改写这样的代码用于存储在一个或多个有形的机器可读介质上,例如在数据仓库芯片、本地或远程硬盘、光盘(即,CD 或 DVD)、存储器或其他介质上,其可由基于处理器的系统访问来执行存储的代码。注意有形介质可包括在其上打印指令的纸或另一个适合的介质。例如,指令可通过光扫描纸或其他介质而被电子捕获、然后编译、解释或另外以适合的方式处理(如需要),并且然后存储在数据仓库 114 或存储器中。

[0079] 用于使用上文描述的超声图像的自动化检测、量化和/或追踪病理的示范性方法和系统的多种实施例极大地提高早期诊断、改进串行追踪、并且在护理点的风湿性关节炎评估方面减少操作者依赖性。此外,因为用于病理的自动化追踪的方法和检测、量化和/或系统专门针对风湿使用,可避免治疗延误并且健康护理成本可降低。另外,通过对与风湿性关节炎有关的病理设计疾病活动的直接的关节水平的测量而提供风湿性关节炎的客观评估。这些客观评分方法的使用导致对于风湿性关节炎的更好的知情诊断、改进的治疗规划和减少的治疗时间和成本。而且,在风湿性关节炎评估方面的减少的操作者依赖性通过便于从超声图像自动提取临床相关的定量和定性信息而允许疾病进展的一致串行追踪。

[0080] 尽管在本文只图示和描述本发明的某些特征,但是本领域内技术人员将想起许多修改和改变。因此,要理解所附权利要求意在涵盖所有落入本发明的真正精神内的这样的修改和改变。

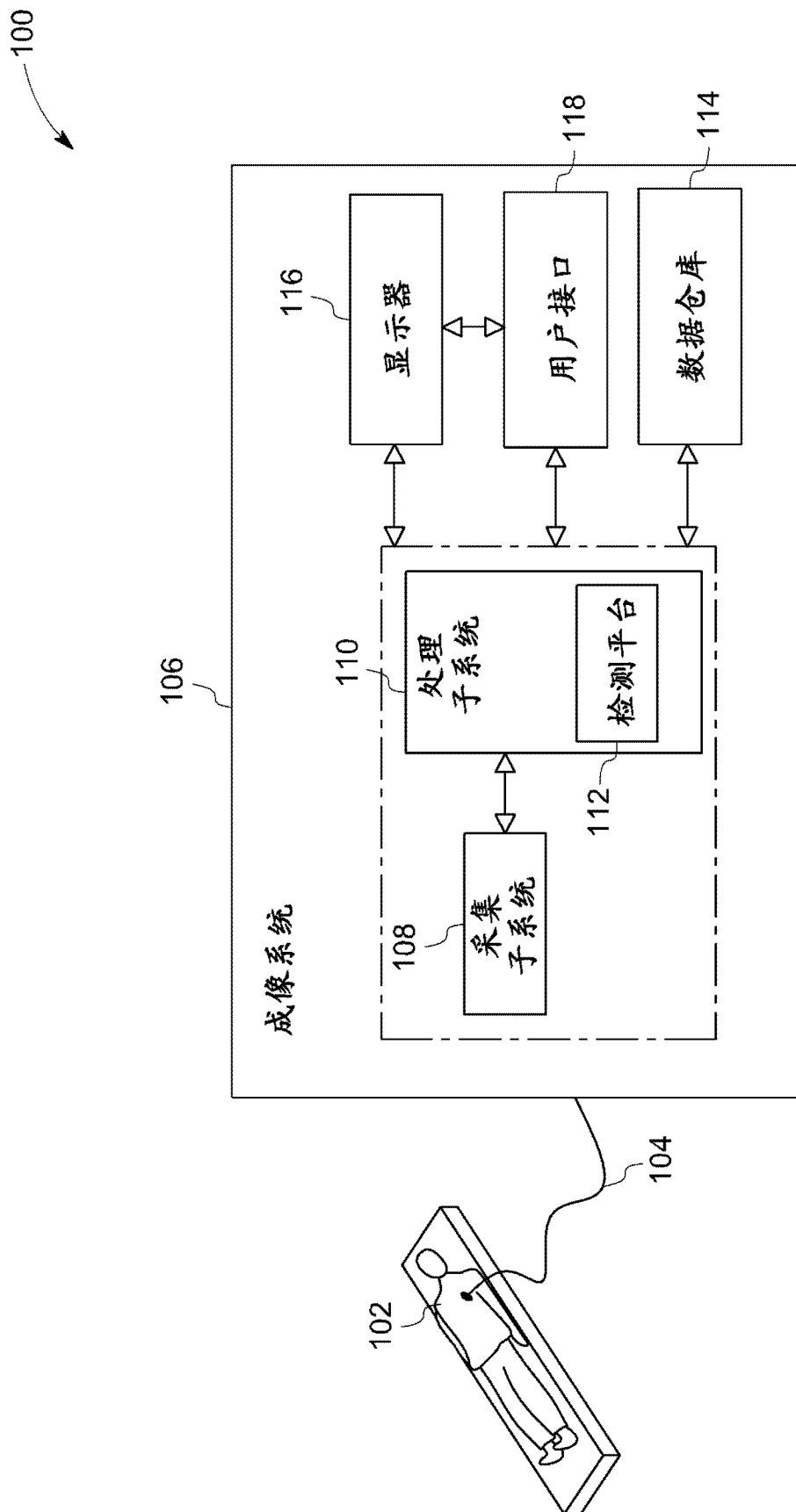


图 1

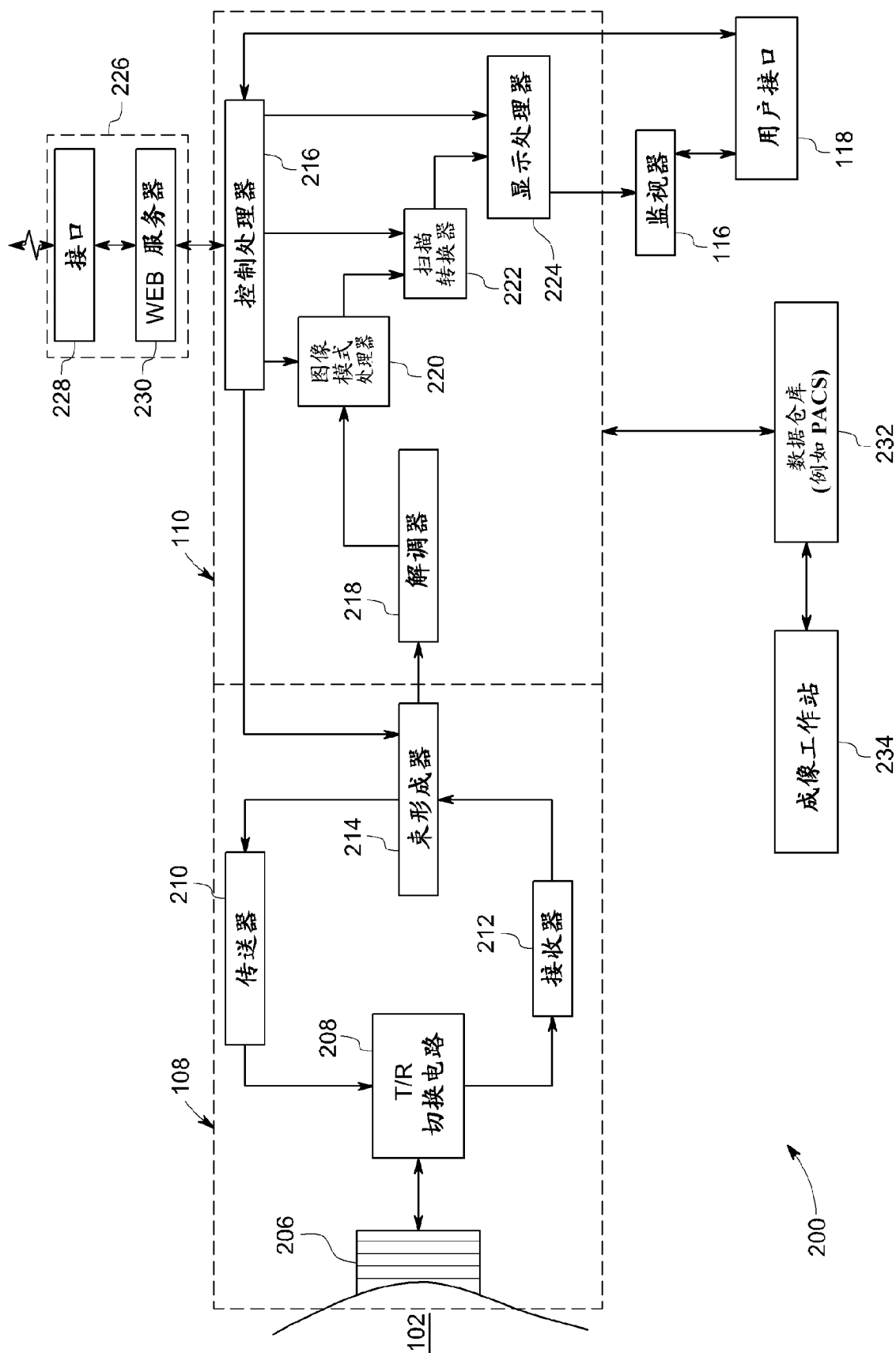


图 2

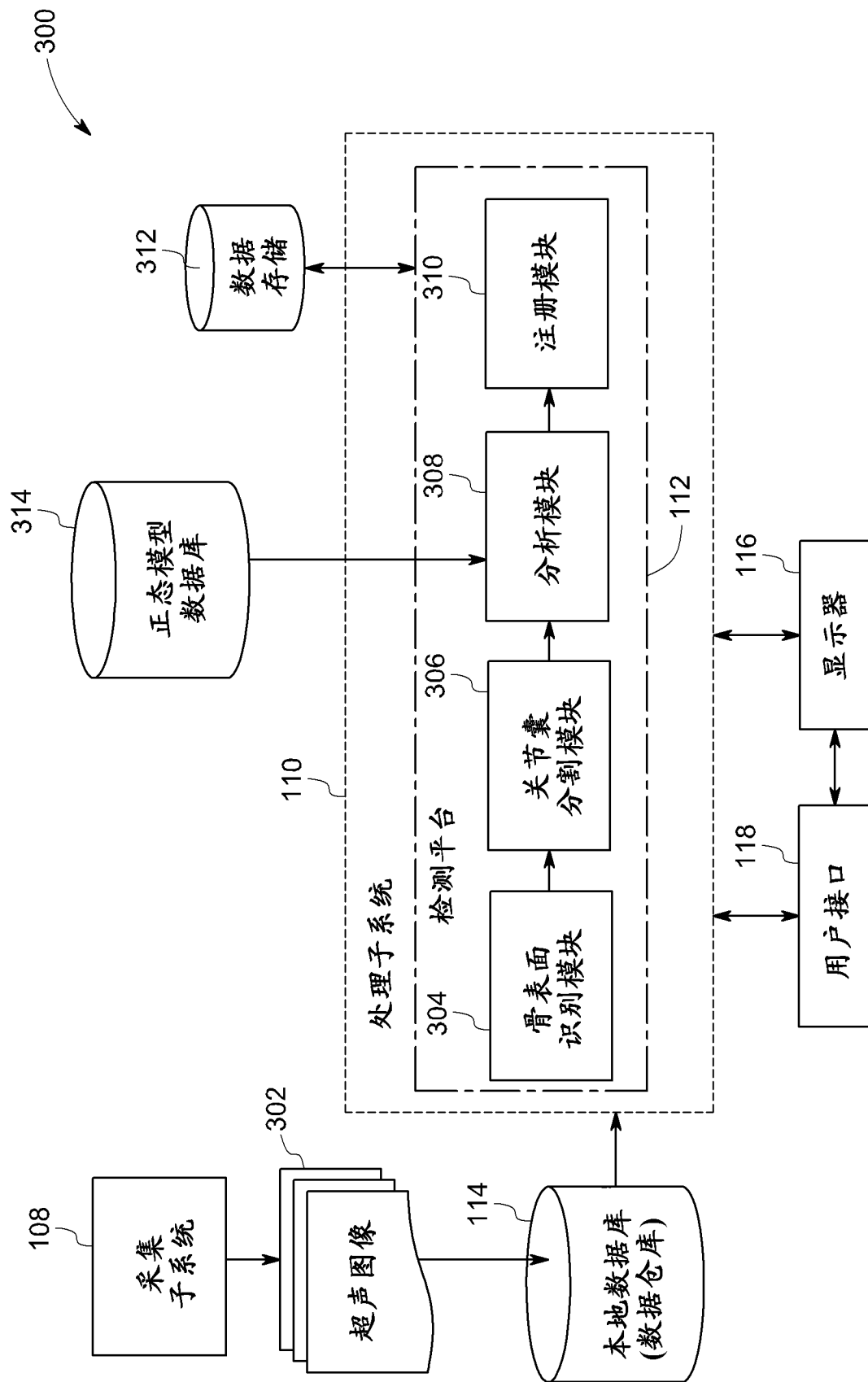


图 3

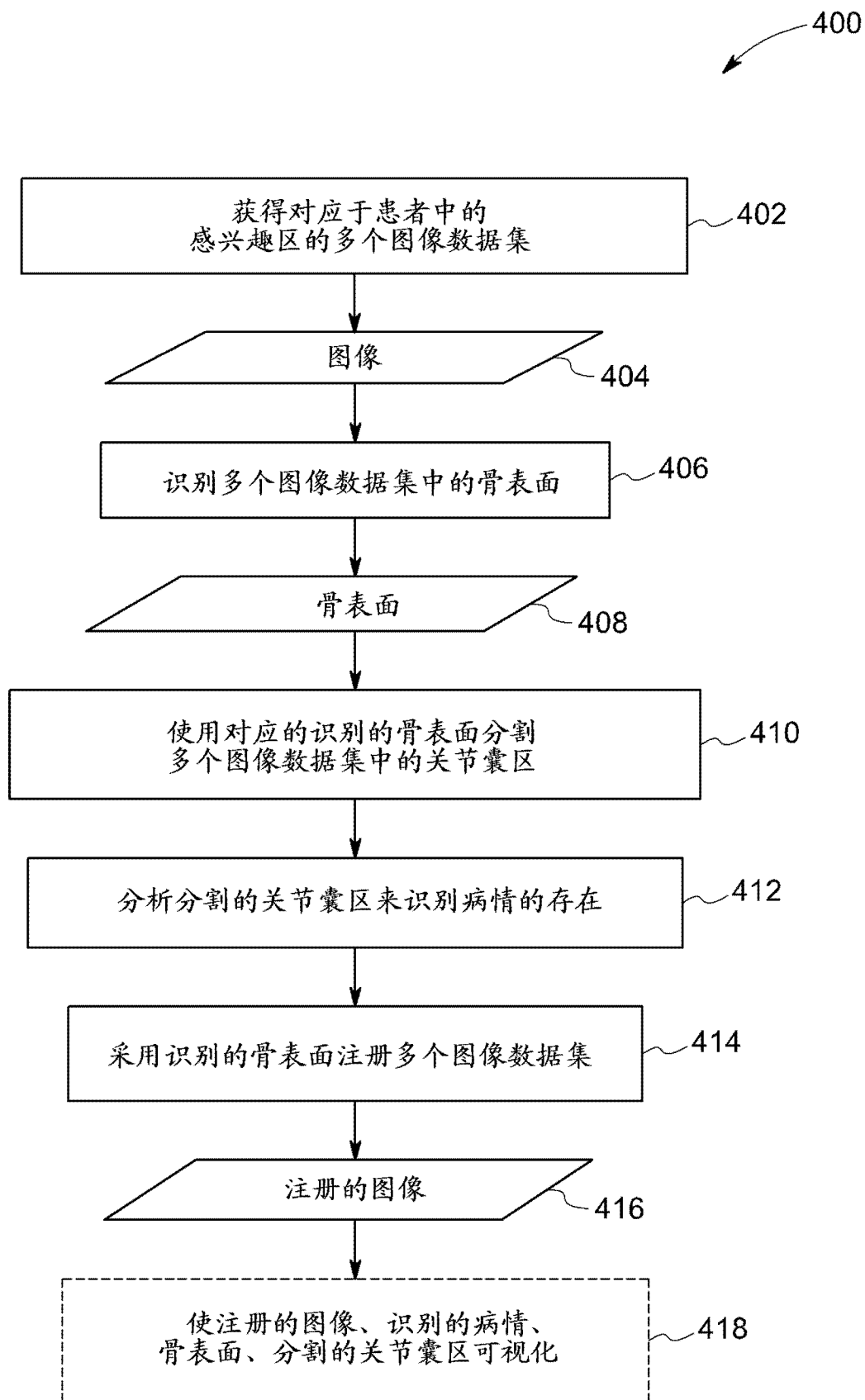


图 4

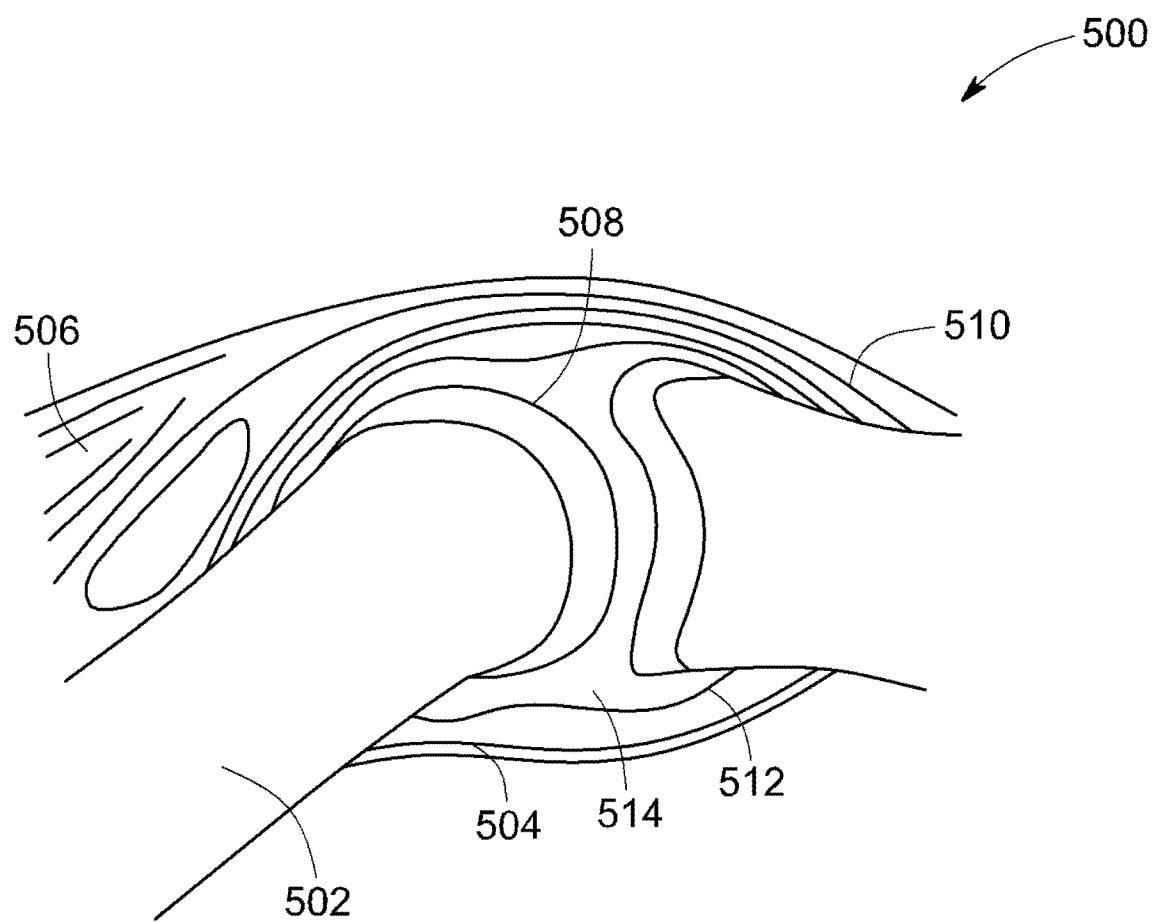


图 5

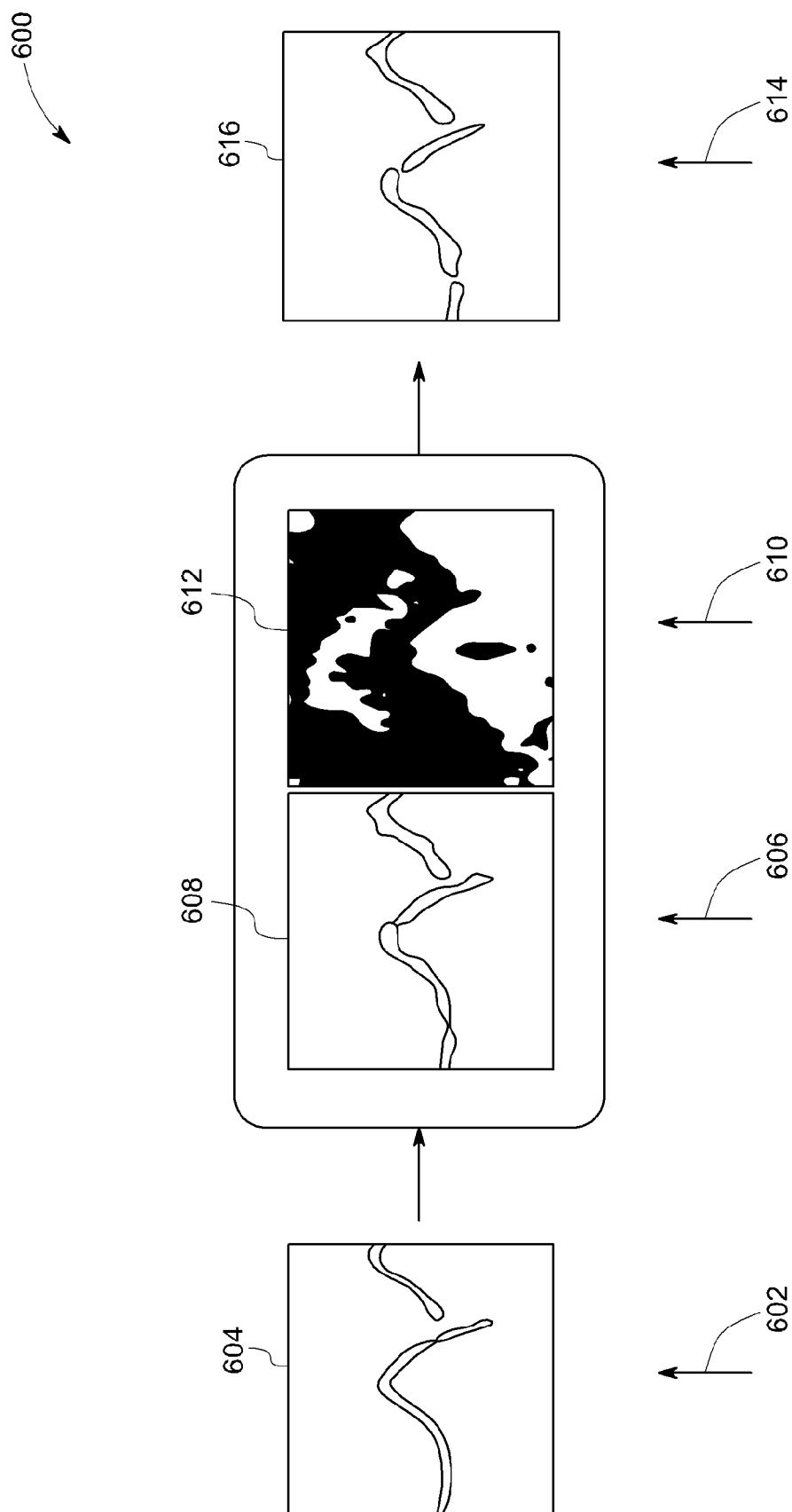


图 6

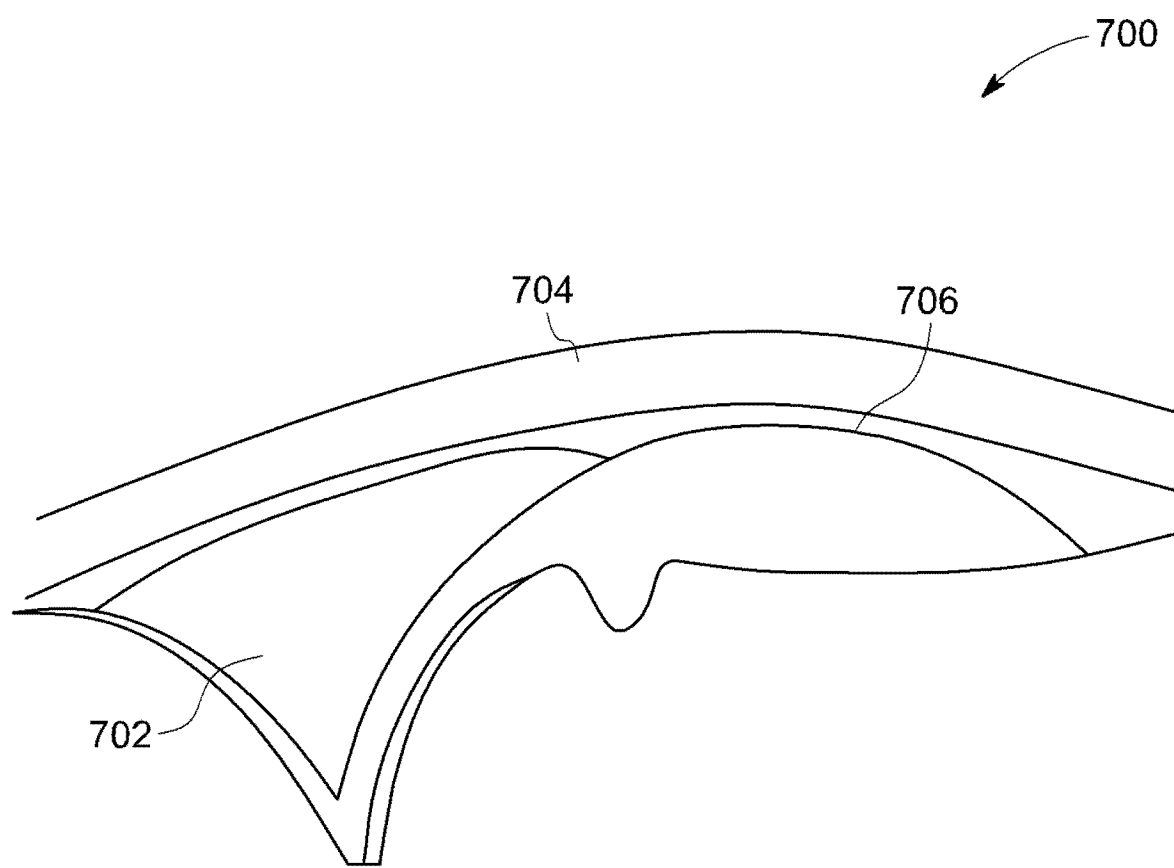


图 7

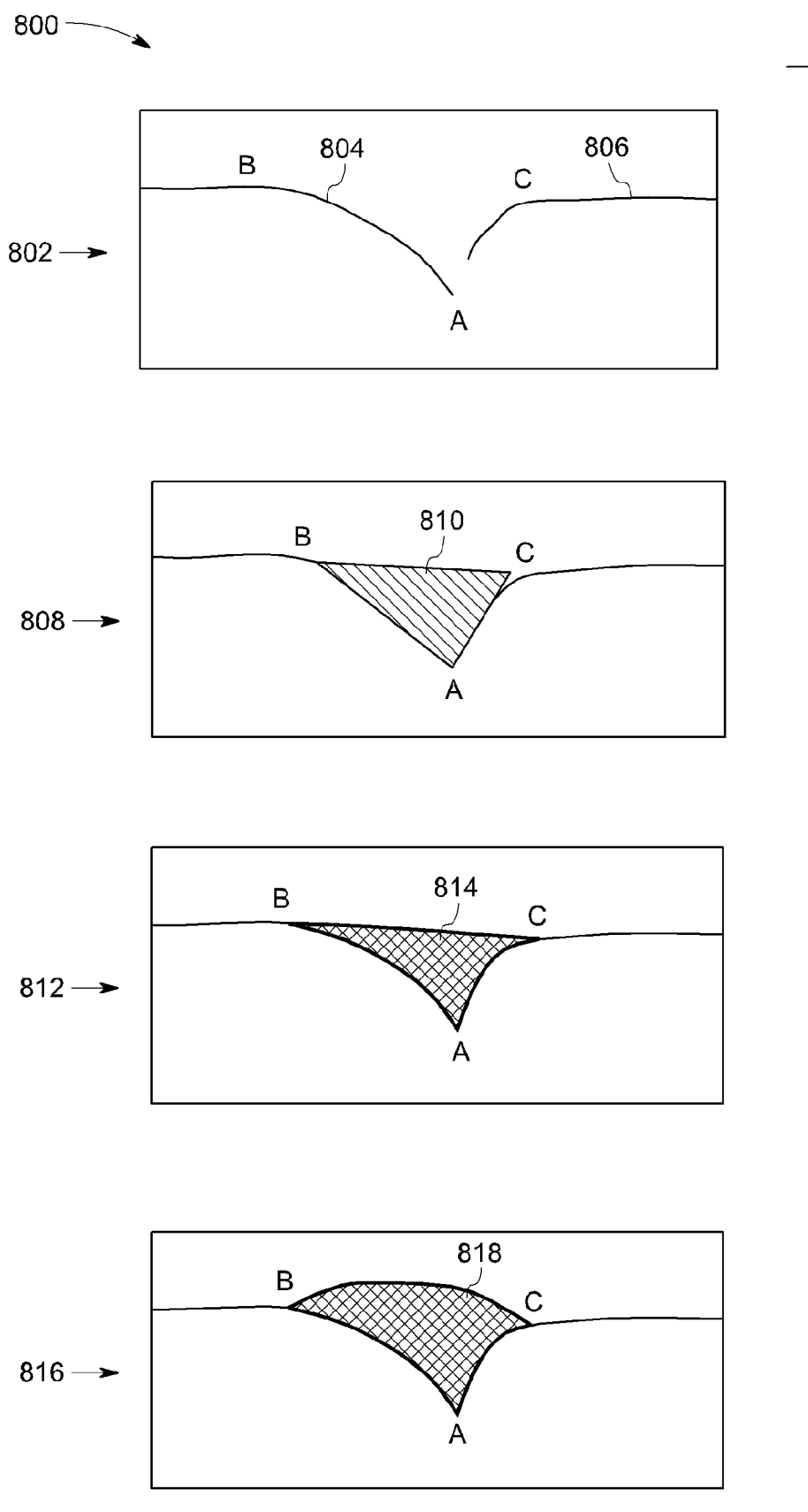


图 8

900

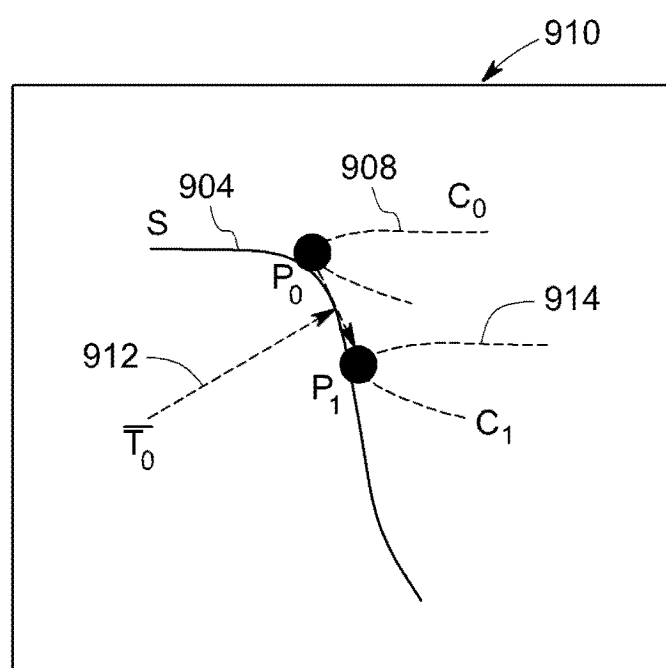
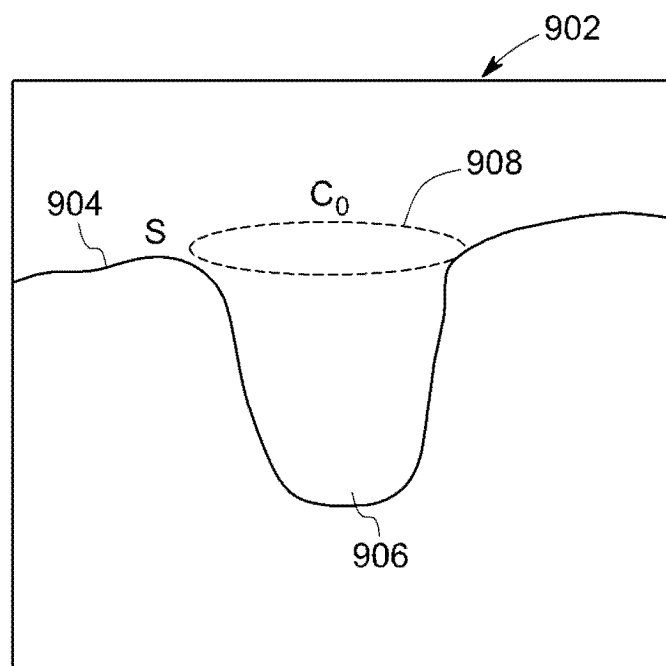


图 9

专利名称(译)	基于超声的病理自动化检测、量化和追踪的方法和系统		
公开(公告)号	CN102973293A	公开(公告)日	2013-03-20
申请号	CN201210324276.6	申请日	2012-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	K A 帕特瓦德汉 D M 米尔斯		
发明人	K.A. 帕特瓦德汉 D.M.米尔斯		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T2207/30008 G06T7/0012 G06T2207/10132 A61B8/5223 A61B8/5246 G06K9/3241 A61B6/03 A61B8/469 A61B6/00 A61B6/5235 A61B8/0875 A61B6/505 A61B8/483		
代理人(译)	姜甜		
优先权	61/531165 2011-09-06 US 13/249270 2011-09-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明名称为基于超声的病理自动化检测、量化和追踪的方法和系统。呈现一种用于检测病情的自动化方法。该方法包括识别一个或多个图像数据集中的骨表面，其中该一个或多个数据集对应于感兴趣对象中的感兴趣区。此外，该方法包括基于对应的识别的骨表面分割对应于该一个或多个图像数据集的关节囊区。另外，该方法包括分析分割的关节囊区来识别病情。还呈现系统和非暂时性计算机可读介质，其配置成执行用于检测病情的自动化方法。

