



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1765330 B

(45) 授权公告日 2013.01.02

(21) 申请号 200510116078.0

(22) 申请日 2005.10.28

(30) 优先权数据

10/975,616 2004.10.28 US

(73) 专利权人 索诺塞特公司

地址 美国华盛顿

(72) 发明人 赫尔穆特·弗里茨 特里·弗里茨

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 杜日新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2004/0116808 A1, 2004.06.17, 全文.

WO 02/100249 A2, 2002.12.19, 说明书第

[0007] 段, 第 [0017] 段—第 [0020] 段, 第 [0023]
段—第 [0032] 段, 第 [0039] 段, 第 [0047] 段, 图
1—图 4, 图 7.

WO 03/046833 A2, 2003.06.05, 全文 .

WILHJELM J E ET AL. Quantitative

Analysis of Ultrasound B-Mode Images of
Carotid Atherosclerotic Plaque: Correlation
with Visual Classification and Histological
Examination. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL
IMAGING IEEE USA17 6.1998, 17(6), 910-922.

审查员 李尹岑

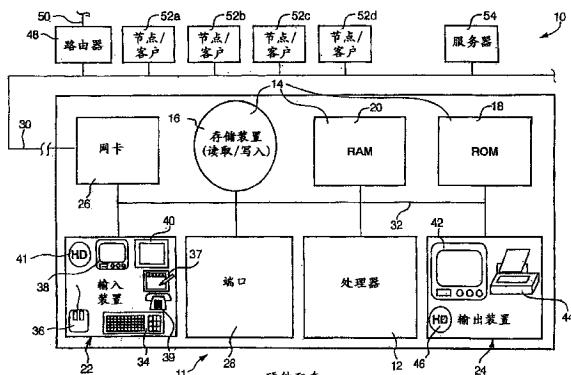
权利要求书 3 页 说明书 25 页 附图 24 页

(54) 发明名称

超声血管测量设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及超声血管测量设备和方法,是用于在图像,如超声图像内识别不同组织结构方面,如动脉壁的边界的系统和方法。可用关于识别的组织结构方面的信息做出不同的测量。例如,可进行内膜-介质厚度测量。另外地或可替换地,可表征组织结构方面,如动脉内的动脉粥样斑,如通过确定其中的密度。各种信息,如用在一个图像中组织结构方面识别的测量数据可存储并应用到后来的图像,如视频序列图像。



1. 一种用于表征图像中给出的组织结构方面的方法,所述方法包括:

分析所述图像以识别所述组织结构的所述方面,其中分析所述图像包括:分析像素的列以定位内腔、内膜、介质、外膜、内腔 / 内膜边界和介质 / 外膜边界中的至少一个;

通过将调整因子应用于所述图像的强度信息规范化所述强度信息,所述调整因子取决于所述图像中一个或多个界标的公知密度;

使用所述规范化强度信息确定所述方面的密度信息;和

用所述密度信息表征所述方面,其中包含来自大量和不同的与事件发生相结合的人群的大量动脉粥样斑密度的数据库与个人动脉粥样斑密度测量结合使用以便筛选。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述分析所述图像包括:

分析所述图像内的强度梯度。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述分析所述图像包括:

用图像强度信息识别数据。

4. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述分析所述图像包括:

用图像强度信息识别组织边界。

5. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述一个或多个界标对于不同图像具有相对恒定的密度。

6. 如权利要求 5 所述的方法,其中所述一个或多个界标包括血管内腔。

7. 如权利要求 5 所述的方法,其中所述一个或多个界标包括血管外膜。

8. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定在被标识为所述方面的区域内的所述图像的平均强度,以便提供平均密度。

9. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定在被标识为所述方面的区域内的所述图像的峰值强度,以便提供峰值密度。

10. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定在被标识为所述方面的区域内的最大强度减去在被标识为所述方面的区域内的最小强度以提供密度范围。

11. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定关于被标识为所述方面的区域内强度的强度柱状图以提供密度柱状图。

12. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定被标识为所述方面的区域内强度的标准偏差以提供密度方差。

13. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定被标识为所述方面的区域内强度的质心以提供密度质心。

14. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述确定密度信息包括:

确定被标识为所述方面的区域内最高强度的区域以提供最密区域。

15. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述表征所述方面包括:

将密度值和密度值数据库比较以确定与所述组织结构关联的状况。

16. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述表征所述方面包括:

将所述方面的厚度、所述方面的尺寸、和所述方面的位置中的至少一个与数据库比较,以便确定所述组织结构的相对状况。

17. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述组织结构包括血管。

18. 权利要求 1 所述的方法,其中所述组织结构包括颈动脉。
19. 如权利要求 1 所述的方法,还包括 :
确定所述方面的总面积,其中所述表征所述方面进一步使用关于所述总面积的信息。
20. 如权利要求 1 所述的方法,还包括 :
确定所述方面关于所述组织结构的另一个方面的相对位置,其中所述表征所述方面进一步使用关于所述相对位置的信息。
21. 一种用于表征出现在图像中的组织结构方面的方法,所述方法包括 :
分析所述图像以识别所述组织结构的所述方面,其中分析所述图像包括 :分析像素的列以定位内腔、内膜、介质、外膜、内腔 / 内膜边界和介质 / 外膜边界中的至少一个 ;
通过将调整因子应用于与所述图像关联的强度信息为所述方面确定密度信息,所述调整因子取决于所述图像中一个或多个界标公知的密度,对于不同图像,所述一个或多个界标具有相对恒定的密度 ;和
使用所述密度信息表征所述方面,所述表征提供关于状况的严重程度的信息,所述状况与所述组织结构方面关联,其中包含来自大量和不同的与事件发生相结合的人群的大量动脉粥样斑密度的数据库与个人动脉粥样斑密度测量结合使用以便筛选。
22. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定被标识为所述方面的区域内的所述图像的平均强度,以便提供平均密度。
23. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定被标识为所述方面的区域内的所述图像的峰值强度,以便提供峰值密度。
24. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定被标识为所述方面的区域内的最大强度减去被标识为所述方面的所述区域内的最小强度,以便提供密度范围。
25. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定关于被标识为所述方面的区域内的强度的强度柱状图,以便提供强度柱状图。
26. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定被标识为所述方面的区域内强度的标准偏差,以便提供密度方差。
27. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定被标识为所述方面的区域内强度的质心,以便提供密度质心。
28. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述确定密度信息包括 :
确定被标识为所述方面内最高强度的区域,以便提供最密区域。
29. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述密度信息包括关于所述组织结构的所述方面的硬度的信息。
30. 如权利要求 29 所述的方法,其中所述硬度与所述组织结构的所述方面的钙化关联。
31. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述表征所述方面包括 :
参考组织结构的类似方面的数据库。
32. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述表征所述方面包括 :
参考历史信息以便提供所述关于状况严重程度的信息。
33. 如权利要求 21 所述的方法,其中所述分析所述图像包括 :

分析所述图像内的强度梯度。

34. 如权利要求 21 所述的方法, 其中所述分析所述图像包括 :
用图像强度信息识别数据。

35. 如权利要求 21 所述的方法, 其中所述分析所述图像包括 :
用图像强度信息识别组织边界。

36. 一种用于表征出现在图像中的组织结构方面的系统, 所述系统包括 :

基于处理器的系统, 接收所述图像的数字表示的输入, 所述基于处理器的系统包括操作地通过分析像素的列以定位内腔、内膜、介质、外膜、内腔 / 内膜边界和介质 / 外膜边界中的至少一个, 来分析所述图像并通过将调整因子应用于所述图像的所述数字表示的强度信息而规范化所述强度信息的电路, 所述调整因子取决于所述图像中多个界标已知的密度, 对于不同图像, 所述多个界标具有相对恒定的密度, 所述基于处理器的系统还包括可操作地识别所述图像的所述数字表示中的所述组织结构的所述方面的电路, 所述基于处理器的系统还包括可操作地用所述规范化的强度信息确定关于所述组织结构的所述方面的密度信息的电路, 且所述基于处理器的系统还包括可操作地表征所述组织结构的所述方面作为所述密度信息的函数的电路, 其中包含来自大量和不同的与事件发生相结合的人群的大量动脉粥样斑密度的数据库与个人动脉粥样斑密度测量结合使用以便筛选。

37. 如权利要求 36 所述的系统, 还包括 :

显示器, 其输出所述密度信息给用户。

38. 如权利要求 36 所述的系统, 还包括 :

打印机, 其输出所述密度信息, 作为硬拷贝报告。

39. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述组织结构的所述方面包括动脉粥样斑的区域。

40. 如权利要求 39 所述的系统, 其中所述动脉粥样斑被表征为硬度的函数。

41. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述组织结构包括血管。

42. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述组织结构包括颈动脉。

43. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述密度信息指示所述组织结构的所述方面的硬度。

44. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述组织结构的所述方面的表征提供关于与所述组织结构的所述方面关联的状况的严重程度的信息。

45. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述组织结构的所述方面的表征相应于与所述组织结构的所述方面关联的风险水平。

46. 如权利要求 36 所述的系统, 还包括 :

为与多个个人关联的组织结构方面规范化的强度信息的数据库。

47. 如权利要求 46 所述的系统, 其中所述数据库还包括事件历史, 所述事件历史与所述组织结构的方面关联。

48. 如权利要求 46 所述的系统, 其中所述为组织结构方面规范化的强度信息是规范化的动脉粥样斑值。

49. 如权利要求 36 所述的系统, 其中所述多个界标包括作为组织密度上限的外膜和作为组织密度较低界限的内腔。

超声血管测量设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理包括血管的脉管结构的数字图像的方法和设备。更具体地，涉及用于解释颈总动脉的超声图像的方法。

背景技术

[0002] 冠心病 (CAD) 就是动脉窄化，该动脉向心脏供应带有氧气和营养物的血液。CAD 可引起呼吸短促，心绞痛，甚至是心脏病发作。动脉窄化通常是由于动脉粥样斑堆积造成的，或换句话说，就是动脉粥样硬化程度 (burden) 的加重。动脉粥样斑的堆积还会产生中风，心脏病发作，和栓塞 (embolisms) 的危险，该栓塞由动脉粥样斑碎片从动脉壁上脱离并阻塞较小血管造成的。在血凝块 (blood clot) 形成后很短时间内，此时血凝块还未变硬，易于断裂，动脉壁破裂和覆盖该破裂碎片的血凝块部分脱离的危险特别大。

[0003] 对冠状动脉自身动脉粥样硬化程度的测量困难且是侵入性的。而且，风险评估涉及测量动脉粥样硬化程度及其发展速率。该评估因此随着时间涉及多种侵入性程序。CAD 的治疗也要求额外的侵入性程序以测量治疗的效果。

[0004] 位于颈部并靠近皮肤的颈动脉被证明能反映冠状动脉的粥样硬化程度。而且，研究表明降低冠状动脉的粥样硬化程度将伴随颈动脉中粥样硬化程度的降低。

[0005] 一种用于测量粥样硬化程度的非侵入性方法是分析颈动脉的超声图像。高分辨率 B 型超声扫描术就可以生成这类图像。超声图像通常提供包括颈动脉壁的多层次数字图像，然后其被测量以确定或估算粥样硬化的程度 (extent)。其它成像系统可以类似地提供颈动脉的数字图像，如磁共振成像 (MRI) 和射频成像。

[0006] 颈动脉壁包括内膜，其靠近血流，并随着脂肪物质和动脉粥样斑沉积而增厚，或看起来随之增厚；位于内膜附近并由于高血压而增厚的介质；和提供动脉壁支撑结构的外膜。血液在其中流动的通道是内腔。内膜和介质层的组合厚度，或内膜 - 介质厚度 (IMT) 能反映出动脉管的情况，能精确地识别或反映早期阶段的粥样硬化疾病。

[0007] 超声图像通常包括像素阵列，每个像素具有相应于其强度的特定值。像素的强度 (亮度) 相应于其表示的组织的密度，像素越亮表示组织越密。每个具有不同密度的不同类型的组织因此可在超声图像中区分。由于密度不同，内腔，内膜，介质和外膜可在超声图像中识别。

[0008] 超声图像通常是通过向要测量的组织发射声波并测量组织反射的声波的强度和相位而形成的。这种成像方法有一定的局限性和误差。例如，图像可能受不完美的传感器造成的噪声的影响。另一个误差原因是从位于身体深处或较密组织下方的组织反射的声波的衰减。来自不同物体或组织边缘的随机反射，特别是非平面超声波引起的随机反射，也可增加噪声。

[0009] 超声扫描术的局限性使超声图像的解释变得复杂。设计用来计算 IMT 厚度的其它系统在补偿这些局限性时会丢弃图像的精确部分。某些 IMT 测量系统将图像分成列 (columns) 并检查每个列，寻找图像的最大的，最小的，或恒定部分以便定位包括动脉壁的

组织层。如果一列图像中所选壁体部分不容易识别,这样的系统可丢弃该整列图像数据。该方法不能利用列中动脉壁其它可识别部分。而且,个别地检查像素列不能利用邻近列中精确的信息,从这些精确信息,我们可以在像素列内外推,内推,或者指导检索信息。

[0010] 现有方法的另一个局限性是它们不能适当地限制在像素列中检索的像素范围。噪声和图像质量差可能引起最大,最小,或强度梯度的所有检索产生明显错误的结果。限制检索范围是一种形式的过滤,其消除不可能精确的结果。现有方法要么不限制关键点(critical points)的检索范围,要么采用不是定制的,甚至可能与被分析的图像内容无关的固定限制。

[0011] 所需要的是一种IMT测量方法,能补偿超声成像方法中的局限性。提供能在利用各像素列中精确信息的同时对噪声和很差的图像质量作出补偿的IMT测量方法将是本领域中的一个进步。而提供一种用于测量IMT的方法,将关键点的搜索范围限制在实际组织或组织边界可能在的区域,又将是一个进步。

发明内容

[0012] 考虑到前述事实,本发明实施例的主要目的是提供一种用于从不同组织结构,如颈动脉的超声图像中选取测量值,如IMT测量值的新颖的方法和设备。

[0013] 本发明实施例的另一个目的是通过将组织边界,如内腔/内膜边界和介质/外膜边界的搜索限制在可能包含它们的区域内而减小测量中误差。

[0014] 本发明实施例的另一个目的是用一种数据,或多种数据限制搜索区域以提高处理速度和精度,该数据是基于大部分测量区域分析预先计算得到的。

[0015] 本发明实施例的另一个目的是用阈值验证假定的边界位置,该阈值反映图像的实际构成(make-up)。

[0016] 本发明实施例的另一个目的是基于假定的边界位置邻近组织结构,如颈动脉的超声图像的公知特征而验证它们。

[0017] 本发明实施例的另一个目的是补偿颈动脉的倾斜和渐细,以及参考图像帧(image frame of reference)相对动脉轴向的失配。

[0018] 本发明实施例的另一个目的是通过从图像高对比部分外推和内推到图像的低对比部分而补偿低对比和噪声。

[0019] 本发明实施例的另一个目的是用超声影像确定组织密度信息,如动脉粥样斑密度信息。

[0020] 和前述目的一致,并按照这里体现和宽泛说明的本发明,本发明的一个实施例揭示了一种设备,其包括编程的计算机以运行图像处理应用程序并接收组织结构的超声图像,如颈总动脉的图像。

[0021] 图像处理应用程序可执行用于测量内膜-介质厚度(IMT)的过程,该过程提供更好的测量,对用户技巧要求较低,和更高的再现性(reproducibility)。实际上,强度随具体组织成分而变化。然而,强度中的最大差通常不足以定位解剖特征的边界。因此,已经发现在应用不同曲线拟合分析和信号处理技术中,结构边界可清晰地被限定,即使面对相当“噪杂”的数据。

[0022] 在按照本发明的方法和设备的某些实施例中,超声成像装置或其它成像装置,如

磁共振成像系统 (MRI), 计算机断层扫描 (CT-Scan), 射频图像, 或其它机构可用来产生数字图像。通常, 数字图像包含不同像素, 每个像素表示图像中特定位置的像元 (picture element)。每个像素用一定的强度记录。通常强度范围在 0 到 255 之间。在可替换实施例中, 像素可具有颜色和强度。

[0023] 在某些实施例中, 图像首先被校准尺寸。也就是, 确定 IMT 值, 例如, 图像尺寸优选针对涉及的测量校准。因此, 图像比例可用来示出横跨图像的二维测量值。

[0024] 在某些实施例中, 超声图像是由患者仰卧并在水平方向上获得的。因此, 图像的纵向通常是水平的, 且与颈动脉轴向大约一致。图像的垂直方向相应于横跨颈动脉的近似方向。

[0025] 按照本发明的方法和设备的某些实施例中, 测量区域可由用户, 或通过自动算法选择。熟悉超声系统计算机成像外观的用户可快速选择测量区域。例如, 图像的水平中心可邻近所讨论血管的介质 / 外膜边界选择。

[0026] 较低密度材料倾向于在超声图像中显现较暗, 其吸收了来自发射机的超声信号, 并因此提供较少的返回反射至传感器。因此, 用户可相当快地识别表示外膜区域内更密且反射性更高物质的高强度区域, 且较暗的表示内腔区域中低密度或较低吸收性的区域。

[0027] 一般地, 表征血管内动脉粥样斑堆积的方法可包括表观内膜 - 介质厚度的测量。在一个实施例中, 该方法可包括提供图像。图像通常是用纵向和横向取向的, 该纵向相对观察者水平地延伸, 而该横向相对观察者垂直地延伸。取向相应于在躺在检查台上患者颈部获取的颈动脉的图像。因此, 颈动脉基本水平取向。轴向是血管中血流方向, 且横向基本与其正交。图像通常包括像素。每个像素具有相应的强度, 该强度与从对象位置反射的声波强度关联, 该对象位置由声波接收器接收的声波产生的图像的选择的区域表示。

[0028] 在所选的按照本发明的设备和方法的实施例中, 可选择一系列沿图像的纵向位置, 且对于各纵向位置在横向搜索中出现的最亮像素可被识别。任何纵向位置处最亮像素是位于图像中像素横穿中, 此处图像具有最高水平的强度。最亮的像素可通过沿纵向从属于域的曲线来曲线拟合, 通常包括纵向点或位置, 并具有相应于每个最亮像素的横向点的范围。这些最亮像素的曲线拟合提供构成外膜数据的曲线。

[0029] 外膜数据是有用的, 虽然其不必是外膜的中心, 也不必是边界。然而, 多项式, 指数或其它合适的数学函数可用来拟合像素的横向点。该曲线拟合也可由沿纵向分布的最亮像素位置的分段拟合实现。其它曲线拟合也可在同一域上用曲线范围内像素选择的某些其它标准来完成。在某些实施例中, 可选择一阶, 二阶, 或三阶多项式以沿图像纵上的段分段曲线拟合外膜数据。其它函数可用于像素的分段或其它曲线拟合, 该像素在该域上满足所选的标准。

[0030] 在某些实施例中, 内腔数据可由几种方法中的一种定位。在一个实施例中, 内腔数据是通过平移外膜数据至内腔而找到, 在内腔中沿曲线形状的每个像素基本上都具有小于某些阈值的强度。阈值可以是图像的最低强度。可替换地, 阈值可以在图像像素的最低强度之上, 但相应于该内腔中或附近找到的一般区域性强度或其中的限度 (bounding limit)。图像的该最低强度可从测量区域内像素强度柱状图中获取。在某些实施例中, 阈值被设定为测量区域中最低强度像素的强度加上该测量区域中找到的最高强度和最低强度差的 10%。在另一个实施例中, 操作员可简易地规定阈值。

[0031] 在另一个实施例中，内腔数据可通过定位像素而识别，该像素具有接近某些阈值或在某些阈值以下的最低强度。这可进一步被限制在这样的情形，其中横跨紧接着的几个像素在远离外膜的横（垂直，横跨）方向上同样具有这样的低强度。通过任何方法都可以发现，内腔数据包括表示一组按照限制条件对应某些基本最小强度的像素的像素曲线拟合。

[0032] 在某些实施例中，介质数据的限定或定位可通过将另一个曲线拟合到介质暗像素的横向位置，该暗像素在纵向上分布，基本在内腔数据和外膜数据之间。发现介质暗像素是横向连续搜索像素在内腔数据和外膜数据之间局部最小强度的证据。也就是，图像强度最初倾向于随着与内腔的距离增加，然后在介质内其倾向于减小到局部最小值，然后从介质向外膜移动时其再次倾向于增加。

[0033] 实际上，强度或距离的阈值可用于利用图像数据限制任何搜索或其它操作的感兴趣范围。例如，已经发现，阈值为测量区域中最大强度和最小强度之间差值 10% 时，是确保发现的介质暗像素实际不太靠近内腔的合适的最小阈值。类似地，阈值可设定在测量区域内最大强度以下，以便确保搜索介质暗像素的位置时，最小被忽略的弧仍在外膜附近的非感兴趣区域内。在某些情形中，在最小强度上加最大和最小强度差值的 25% 对于创建阈值是合适的增量。

[0034] 在某些情形中，如在没有发现合适的局部最小值的情况下，位于外膜数据与内腔数据之间或在从外膜数据到内腔数据中点处的像素可用作介质暗像素的位置。即，如果实际强度从外膜到内腔单调减小，那么在到内腔前没有局部最小值存在。在这样的情形中，将所考虑的介质数据点限制在距外膜比距内腔数据和外膜数据间中点更近处被证明是一种有效的滤波器。

[0035] 一般地，介质数据是拟合到介质暗像素线的曲线。然而，已经发现建立介质暗像素临时曲线拟合并移动所有位于该临时曲线拟合和外膜数据之间的介质暗像素至临时曲线拟合上或横向移到临时曲线拟合是有效的。通过比较，那些从临时曲线拟合向内腔取位的介质暗像素允许保持它们实际值。该滤波概念的一个物理理由是这样一个事实，即外膜边界几乎不受随数据噪声出现的变化影响。因此，特别是因为实际介质 / 外膜边界具有重要性，加权将不能被拟合到临时曲线拟合和外膜数据之间点的介质数据被证明是有效的滤波器。

[0036] 在某些实施例中，内腔 / 内膜边界可以通过定位最大局部强度梯度而确定，即，确定强度相对从内腔数据向介质数据横跨的移动或横向位置改变的最大变化率。已经发现在该横向横跨中局部最急剧上升的点精确地表示内腔 / 内膜边界。可对内腔 / 内膜边界应用峰值（spike）除去操作以便除去边界中异常峰值。最终的边界也可以曲线拟合以减小误差。在某些实施例中，峰值除去操作在任何曲线拟合之前执行以提高最终拟合的精度。

[0037] 类似地，人们已经发现介质 / 外膜边界由那些点或像素精确地表示，这些点或像素表示在从介质数据向外膜数据的横跨中，强度最急剧上升的点或相对横向位置强度最快速改变的点。显然地，内腔 / 内膜边界和介质 / 外膜边界之间的距离表示内膜 - 介质厚度。可对介质 / 外膜边界应用峰值除去操作以消除边界中异常峰值。最终的边界也可经曲线拟合以减小误差。在某些实施例中，峰值除去操作是在任何曲线拟合之前执行的以便提高最终曲线的精确性。

[0038] 在本发明的一个实施例中，软件技术被用来自动确定组织结构的一个或多个方

面,如颈动脉壁中动脉粥样斑的位置。例如,软件技术可以处理图像,如公知组织结构,如颈动脉的超声图像,并识别其中特殊的解剖区域。使用关于识别的解剖区域的信息,软件技术可以用关于组织结构不同特征的密度和位置和 / 或被表征方面的知识,来表征组织结构的一个方面。例如,颈动脉中动脉粥样斑可通过了解动脉粥样斑的典型密度和尺寸以及动脉粥样斑相对颈动脉解剖模型所处的位置而得到表征。

[0039] 在另一个实施例中,软件操作员规定组织结构,如颈动脉壁内感兴趣区域中的点,且软件技术被用来确定其中一个方面,如其中的动脉粥样斑的物理内容。

[0040] 在另一个实施例中,软件操作员规定绕组织结构一个方面的通路或区域,且软件技术被用来从该区域向内搜索,直到组织结构方面的外部边界被确定。

[0041] 在另一个实施例中,一旦组织结构的一个方面,如动脉粥样斑要么自动地,要么半自动地或手动地被确定,软件算法被用来确定组织结构方面的密度特征。这些可包括平均密度,峰值密度,密度范围(最大密度减去最小密度),总的动脉粥样斑面积,最密区域的面积,密度柱状图,密度标准偏差或方差以及,但不局限于密度质心(densitycentroid)。

[0042] 在另一个实施例中,一旦组织结构方面密度被确定,当成像装置,如超声装置捕获到组织结构图像时,密度值可规范化以消除对仪器增益设定的依赖关系。这可通过规范化以下面的方法获得的密度值而实现,1) 图像的最小平均强度(当图像是颈动脉图像时,其通常对应于颈动脉的内腔),和 / 或 2) 图像的最大平均强度(当图像是颈动脉图像时,其通常对应于颈动脉远处壁的外膜)。

[0043] 在另一个实施例中,规范化或未规范化的组织结构方面信息可用来为所收集密度信息对应的患者构建组织结构方面密度信息和事件(中风,心脏病发作,等)的数据库,以构建风险分层数据库(riskstratification database)。

[0044] 在另一个实施例中,一旦确定了组织结构方面的密度,且在可选规范化处理以除去超声仪器增益设定后,密度信息可记录以便用来和在广大人群中收集的组织结构方面密度比较,然后其可用于风险分层。

[0045] 在另一个实施例中,组织结构方面密度可对患者跟踪以确定密度速度以及方面形成速度。

[0046] 在另一个实施例中,组织结构方面位置可以根据公知界标手动或自动地确定,并被记录以用于以后参考。该位置信息也可以与组织结构方面数据库关联以确定该组织结构方面位置的正确性。

[0047] 上文已经相当广泛地概括出本发明的特征和技术优势,以便后面对本发明详细的说明能被更好地理解。本发明另外的特征和优点将在下文中说明,其构成本发明权利要求的对象。本领域技术人员可以理解,这里公开的概念和特定实施例可易于用作基础,以便改进或设计用于执行本发明同样目的的其它结构。本领域技术人员也应理解该等效构造不偏离附属权利要求中提出的本发明的精神和范畴。被认为是本发明特征的新颖特征,包括其组织和操作方法,与进一步目的和优势一起将被通过下面的说明结合附图考虑时,而得到更好地理解。然而,应明确理解,每个图仅是为图示和说明的目的而提供的,而非用作对本发明限定的规定。

附图说明

- [0048] 为了更完整地理解本发明,现结合附图参考以下说明,在附图中:
- [0049] 本发明前述和其它目的将通过下面的说明并结合附图变得更明显。理解这些附图仅描绘本发明典型实施例并因此不认为是对本发明范围的限制,从附图中增加的针对性和细节可了解本发明。
- [0050] 图 1 是通用目的计算机的示意图,其适于按照本发明使用;
- [0051] 图 2 是系统的示意图,该系统适于产生和分析颈动脉的超声图像;
- [0052] 图 3 是颈总动脉的超声图像的例子;
- [0053] 图 4 是颈总动脉超声图像的某些特征的简化的表示;
- [0054] 图 5 是按照本发明的计算系统和数据结构的示意方框图,该计算系统和数据结构适于分析超声图像;
- [0055] 图 6 是按照本发明的过程流程图,其适于确定动脉超声图像中某些特征;
- [0056] 图 7 是按照本发明的数据结构的示意方框图,该数据结构适于执行预备模块 (preparing module);
- [0057] 图 8 是按照本发明叠加在动脉壁的超声图像上的测量区域和取样区域的示意表示;
- [0058] 图 9 是按照本发明调整的过程的过程流程图;
- [0059] 图 10 是按照本发明带有标记的阈值位置的取样区域内像素强度的柱状图;
- [0060] 图 11 是按照本发明对于一列像素的像素强度对它们位置的图形;
- [0061] 图 12 是按照本发明,具有叠加于其上的内腔,介质,和外膜数据的颈动脉超声图像的一部分的简化表示;
- [0062] 图 13 是按照本发明的外膜定位过程的过程流程图;
- [0063] 图 14 是按照本发明,对于带有表示用于补偿噪声和弱对比过程的线的多列像素,表示像素强度对位置的系列图形;
- [0064] 图 15 是按照本发明的内腔定位过程的流程图;
- [0065] 图 16 是按照本发明,用于补偿低对比过程的过程流程图;
- [0066] 图 17 是按照本发明,可替换内腔定位过程的过程流程图;
- [0067] 图 18 是按照本发明,带有表示采用外膜数据以找到内腔数据(原文为 rumen cialum)过程线的颈总动脉的超声图像的简化表示;
- [0068] 图 19 是按照本发明的介质数据定位过程的过程流程图;
- [0069] 图 20 是按照本发明的表示用于定位一列像素中介质暗像素过程的流程图;
- [0070] 图 21 是安装本发明的表示可替换介质数据定位过程的过程流程图;
- [0071] 图 22 是调整最小位置以便找到介质数据的过程的图形表示;
- [0072] 图 23 是按照本发明的内腔 / 内膜边界定位过程的过程流程图;
- [0073] 图 24 是按照本发明的介质 / 外膜边界定位过程的过程流程图;
- [0074] 图 25 是按照本发明的适于执行计算模块的数据结构的示意方框图;
- [0075] 图 26 是按照本发明的锥形补偿过程 (taper compensating process) 的过程流程图;
- [0076] 图 27 是表示沿测量区域进行的 IMT 测量的图形;
- [0077] 图 28 是示出按照本发明用来计算规范化因子的 IMT 测量部分的图形;

[0078] 图 29 是示出按照本发明沿部分颈动脉的 IMT 厚度规范化的图形；

[0079] 图 30 是按照本发明一个实施例，用来测量关于组织结构方面的密度信息的系统方框图；和

[0080] 图 31 是流程图，其示出按照本发明一个实施例，测量关于组织结构方面的密度信息。

具体实施方式

[0081] 易于理解如附图中的一般描绘和图示的本发明的组成部分可以配置和设计成许多不同的结构。因此，下面本发明系统和方法的实施例的更详细的说明不是为了限制权利要求界定的本发明的范畴，本发明的系统和方法如图 1-29 所示，而仅是按照本发明某些当前优选实施例的代表。这些实施例将通过参考附图而更好地理解，其中相同部件在全文中由相同数字表示。

[0082] 显然，本领域普通技术人员可以理解对于图 1-29 中所示细节的不同修改可在不偏离本发明基本特征的情况下容易地做出。因此，下面的说明仅为了示例，和简单说明与权利要求所限定的本发明一致的某些当前优选实施例。

[0083] 现参考图 1，设备 10 可包括节点 11(客户 11，计算机 11)，其包含处理器 12 或 CPU 12。CPU 12 可操作地连接到存储器装置 14。存储器装置 14 可包括一个或更多装置，如硬盘驱动器 16 或非易失性存储装置 16，只读存储器 18(ROM) 和随机存取(且通常易失性的)存储器 20(RAM)。

[0084] 设备 10 可包括用于接收来自用户或另一个装置输入的输入装置 22。类似地，输出装置 24 可在节点 11 内提供，或可接触地提供于设备 10 的内部。可提供网卡 26(接口卡)或端口 28 以便连接外部装置，如网络 30。

[0085] 在内部，总线 32(系统总线 32)可操作地互连处理器 12，存储器装置 14，输入装置 22，输出装置 24，网卡 26 和端口 28。总线 32 可被当作数据载体。同样地，总线 32 可以无数种配置实现。对于总线 32 和网络 30，电线，光纤线路，由可见光进行的无线电电磁通信，红外光，和射频波同样可作为适当方式实施。

[0086] 输入装置 22 可包括一个或更多物理实施例。例如，键盘 34 可用于和用户交互作用，同样鼠标 36 也可以。触摸屏 38，电话 39，或简单的电话线 39 可以用于用户等与其它装置通信。

[0087] 类似地，扫描仪 40 可用来接收可以或不可以转换为其它字符格式的图形输入。硬盘驱动器 41 或其它存储器装置 14 可用作输入装置，而无论其是否在网络 30 上或来自另一个网络 50 的节点 11 或某些其它节点 52(如 52a, 52b, 等)内。

[0088] 输出装置 24 可类似地包括一个或更多物理硬件单元。例如，一般地，端口 28 可用来从节点 11 接收输入和发送输出。然而，监视器 42 可提供输出至用户以便在过程中反馈，或用于辅助处理器 12 和用户间的双向通信。打印机 44 或硬盘驱动器 -46 可作为输出装置 24 用于输出信息。

[0089] 一般地，节点 11 连接到其上的网络 30 可经路由器 48 依次连接到另一个网络 50。一般地，两个节点 11, 52 可以在网络 30 或邻接网络 30, 50 上，或可以由多个路由器 48 和多个网络 50 隔开作为互联网网络(internetwork)上的单个节点 11, 52。单个节点 52 可以具

有不同通信能力。

[0090] 在某些实施例中，在任意节点 52 都可得到最小逻辑能力。注意，任何单个节点 52，无论尾部标识字母 (trailing reference letters) 可被称为，或所有的一起被称为节点 52 或多个节点 52。

[0091] 网络 30 可包括一个或多个服务器 54。服务器可用来为网络 30 管理，存储，通信，转移，存取，更新，等等，任何数量的文件。通常，服务器 54 可由网络 30 上所有节点 11, 52 存取。然而，其它特殊功能，包括通信，应用，等等可由单个服务器 54 或多个服务器 54 执行。

[0092] 一般地，节点 11 需要在网络 30 上和服务器 54，路由器 48，或节点 52 通信。类似地，节点 11 可能需要在互联网连接（如因特网）中另一个网络（50）上与某些远程节点 52 通信。类似地，设备 10 的各个元件可能需要彼此通信数据。一般地，通信链接可存在于任意一对装置或元件之间。

[0093] 通过表达“节点”52，可以表示节点 48, 52, 54, 56, 58, 60, 62, 11 中任意节点或所有节点。因此，节点 52 中任意一个可包括节点 11 中所示的任意或所有元件。

[0094] 如本领域公知的那样，为了支持分布式处理，或存取，目录服务节点 60 可提供目录服务。因此，目录服务节点 60 可存放为网络 30 中节点 52 提供目录服务所必需的软件和数据结构，并可对其它网络 50 中的其它节点 52 提供目录服务。

[0095] 目录服务节点 60 通常可以是网络中的服务器 54。然而，其可以安装在任意节点 52。为了支持目录服务，目录服务节点 52 通常可包括用于连接到网络 30 的网卡 26，用于处理可执行的目录服务中软件命令的处理器 12。用于操作性存储器的存储器装置 20 和非易失性存储装置 16 如硬盘驱动器 16。通常，为用户提供输入装置 22 和输出装置 24 以便与目录服务节点 60 交互作用。

[0096] 参考一个实施例中的图 1，节点 11 可体现为任何数字计算机 11，如台式计算机 11。节点 11 可与具有传感器 64，或“声头 (soundhead)”64 的超声系统 62 通信，该声头用于向要成像的组织发射声波和感测从该组织反射的声波。超声系统 62 然后解释反射的声波以形成组织的图像。该图像然后被发射到节点 11 以便显示在监视器 4”上和 / 或分析。传感器 64 可安置在位于患者 66 颈部的颈动脉 65 的附近，以便产生颈总动脉（以下称为“颈动脉”）的超声图像。当然，其它成像方法如磁共振成像 (MRI) 等也可用来生成颈动脉 65 的图像。

[0097] 服务器 54 可经网络 30 连接到节点 11。服务器 54 可存储分析的结果和 / 或归档与颈动脉测量及医学状况诊断相关的其它数据。

[0098] 图 3 是由超声系统 62 产生的颈动脉超声图像的例子。灰色的深度指示组织的反射率，也就是密度，白色区域表示最密和反射最强的组织，黑色区域代表最不密或反射最弱的组织。由超声系统输出的图像也可包括校准标记 72a-72e 或时间戳 (time stamp) 72f。

[0099] 参考图 4，颈动脉的超声图像包括一阵列像素，其中每个像素与表示像素强度（如黑色，白色，灰色的深度，等等）的数值关联。因此，水平方向 (horizontal direction) 74 可定义为沿图像中行或像素延伸，而横向 (lateral direction) 76 可定义为沿相似列延伸。在本发明的某些实施例中，横向 76 可基本垂直于颈动脉中血液流动方向。水平方向 74 可基本平行于血液流动方向。

[0100] 颈动脉的超声图像通常揭示动脉的多种本质特征，如内腔 78，以及内膜 80，介质

82, 和外膜 84, 内腔 78 表示血液在其中流动的动脉空腔部分, 所有这些形成动脉的壁。内膜 80 和介质 82 的厚度 (内膜 - 介质厚度或 IMT) 可以测量以诊断患者患动脉硬化如冠状动脉疾病的风险。

[0101] 图像通常示出动脉邻近壁 86 和远处壁 88。邻近壁 86 最靠近皮肤。远处壁 88 通常提供更清楚的图像, 因为随着内膜 80 和介质 82 密度比外膜 84 小, 因此从外膜 84 反射的声波的干扰也就较小。为了给邻近壁 86 成像, 从内膜 80 和介质 82 反射的声波必须通过较密的外膜 84, 其干扰声波, 且干扰程度可测量。

[0102] 随着颈总动脉向头部延伸, 其最终分成内颈动脉和外颈动脉两支。在即将分支之前, 颈总动脉有一个膨胀点 90。该膨胀点 90 下面约 10 毫米长的段 94 (远离心脏的颈总动脉的部分) 的 IMT 92 通常大于段 98 (颈总动脉靠近心脏的部分) 的 IMT 96, 该段 98 从膨胀点 90 延伸 10 毫米到 20 毫米。实际情况是这样的, 88% 年轻人群 (平均年龄 25 岁) 中, 段 94 的 IMT 92 比段 98 的 IMT 96 厚 14%。另一方面, 12% 的年轻人群中, IMT 92 可以与 IMT 96 同样厚, 或更薄。在 69% 的老年人群 (平均年龄 55) 中, IMT 92 比 IMT 96 厚 8%。然而, 在 31% 的老年人群中, IMT 92 与 IMT 96 同样厚或比 IMT 96 薄。

[0103] 随着远离分支处, IMT 逐渐变细可能将不确定性引入 IMT 测量的解释, 因为 IMT 测量值的变化可简单归结为测量点的迁移。

[0104] 而且, 壁 86, 88 可以相对水平方向 74 成角 100。因此, 分析像素横向行的 IMT 测量值可能由于图像中颈动脉的取向而改变, 而非实际厚度的变化。

[0105] 参考图 5, 耦合到处理器 12 的存储器装置 14 可包含图像处理应用程序 110, 其数据结构可执行和操作以测量颈动脉的 IMT 和其它数据。图像处理应用程序可包括校准模块 112, 图像标记模块 (referencing module) 114, 预备模块 (preparing module) 116, 定位模块 118, 校准模块 120, 图像质量模块 122, 和报告模块 124。

[0106] 校准模块 112 可关联在图像上测量的距离和现实世界的距离。校准模块 112 通常采用图像中两个点的像素座标和这两个点之间的实际距离作为输入。校准模块然后使用这些已知值将图像中测量的其它距离转换为真实值。

[0107] 校准模块 112 可通过查找校准标记 72a-72e 而从图像中获取像素座标。在标记 72a-72d 之间的真实距离可以是已知的, 不需要用户干预, 或校准模块可提示用户输入距离或从文件等中获取值。可替换地, 在某些实施例中标记 72e 可表示校准点 72a-72e 之间的距离, 如超声机器 62 型号的信息, 变焦模式, 等等也可被显示, 且校准模块 112 可存储映射到不同超声机器 62 及它们不同变焦模式的校准因子等。

[0108] 然后对于特殊变焦模式中的特殊的超声机器 62, 校准模块可基于已知的校准因子校准图像。校准模块 112 也可在一个图像中搜索“界标”, 如物理特征, 图案, 或结构, 并基于界标之间已知距离或已知界标尺寸执行校准。

[0109] 图像标记模块 114, 预备模块 116, 定位模块 118, 和计算模块 120 通常解释图像并获取 IMT 测量等等。这些模块的操作将在下面更详细地描述。

[0110] 图像质量模块 122 可操作图像, 或图像内所选的兴趣区域, 以除去噪声和以其它方式提高图像质量。例如, 图像质量模块 122 可应用低通滤波器从图像除去噪声, 或使用边缘检测或压纹滤波器 (embossing filter) 突出边缘。在典型的颈动脉超声图像中, 组织层平行于水平方向 74 延伸。因此, 可在基本水平的方向 74 上, 或平行于组织层之间边界的

方向上应用横向滤波器,以减小偏折的方向上的噪声,从而防止指示不同组织层间边界的边缘数据的损失。

[0111] 当图像噪声太大而没有用处时,图像质量模块 122 也可通知用户。例如,图像质量模块可在监视器 42 上显示标度,如拨盘指示器,数值,颜色编码的指示器,等等,以指示图像的质量。在某些实施例中,图像质量模块 122 可首先通过定位表示内腔 78 图像的部分而评估图像质量。因为内腔 78 填充有密度基本恒定的血液,高质量的内腔图像将具有基本恒定的密度。因此,图像质量模块 122 可计算和显示内腔内部的像素密度的标准偏差作为图像噪声的指示数据。像素密度的标准偏差越小,图像质量越高。

[0112] 图像质量模块 122 可以与定位模块 118 相同的方式确定内腔 78 的位置,如下面的讨论。在找到邻近壁 86 和远处壁 88 的内腔 / 内膜边界后,图像质量模块 122 可检查两个边界之间的区域以计算内腔像素强度的标准偏差。可替换地,图像质量控制模块 122 可评估预定尺寸的区域,该预定尺寸的区域有一个边缘位于内腔 / 内膜边界的附近。

[0113] 图像质量模块 122 可用来评估质量的另一个标准是测量区域中像素强度的柱状图,或换句话说,是测量了 IMT 的图像部分。可替换地,包括围绕测量区域的较大的区域可用来计算柱状图。柱状图的形式通常按照图像质量改变。图像质量模块 122 可存储从高质量图像生成的柱状图的图像,并将其和正被分析的图像的柱状图一起显示在输出设备 24 上。

[0114] 然后操作员可经培训以识别出“好”柱状图,以便确定从特定图像获得的测量值是否可靠。图像质量模块同样可存储和显示中等质量的图像和差质量的柱状图以辅助操作员。可替换地,图像质量模块 122 自动地将柱状图和存储的图像高,中等,和 / 或低质量的柱状图比较,并鉴别它们的相似性。这可通过图案匹配技术等实现。

[0115] 报告模块 124 可将计算结果格式化,并将它们发送到输出装置 24,如监视器 42,打印机 44,硬盘驱动器 46,等等。图像处理应用程序 110 也可将结果存储到数据库 126 中,或从数据库 126 中恢复数据,该数据库 126 具有数据库引擎 128,其用于存储,组织,和恢复归档的数据。数据库 126,与构成本发明的任何模块一样,可以物理位于同一个节点 11 或可以位于服务器 54 上,或其它节点 52a-52d,并可与节点 11 经网络 30 通信。数据库引擎 128 可以是本领域公知的任何合适的数据库应用程序。

[0116] 数据库 126 可以存储不同记录 129。记录 129 可包括患者记录 130。患者记录 130 可存储诸如患者年龄,体重,风险因子,心血管疾病,现有 IMT 测量值,和其它相关医学信息的信息。诊断数据 131 可提供数据以支持患者形成心血管疾病风险的统计分析。例如,诊断数据 131 可包括研究结果等,将患者形成冠状动脉疾病可能性关联到 IMT 测量值和 / 或其它风险因子。

[0117] 测量记录 132 可包括关于测量过程本身的信息。例如测量记录 132 可包括分析的超声图像的参照或图像本身。测量记录 132 也可包括测量过程中的任何输入,执行测量的操作员的姓名,用来分析图像的算法,所采用的不同参数的值,测量进行的日期,超声机器数据,误差源的值,等等。

[0118] IMT 数据库 133 可归档 IMT 测量值以便用在以后超声图像的解释中。IMT 数据库 133 可包括现有测量的记录 134,每个都包括索引 IMT 135。索引 IMT 135 可以是用来表征记录 134 的 IMT 值。例如,沿部分颈动脉的 IMT 测量值可基于单个颈动脉上标准化点的 IMT

存储。因此,索引 IMT 135 可以是在标准化点的 IMT。可替换地,测量部分的所有 IMT 测量值的平均值可以用作索引 IMT 135。IMT 测量值 136 可包括沿颈动脉长度上不同点做出的 IMT 测量值。IMT 测量值 136 可来自一个超声图像,或源自多个超声图像测量的平均。在某些实施例中,IMT 测量值 36 可以是沿部分动脉做出的 IMT 测量值的多项式拟合。

[0119] 存储器装置 14 也可以包含其它应用程序 137 和操作系统 138。操作系统 138 可包括可执行(如程序编制)和操作的(如信息)数据结构,以便控制构成节点 11 的不同元件。而且,可以理解,图 2 和图 5 中所示的架构仅是示例的,多种不偏离本发明本质特征的其它架构也是可能的。例如,节点 11 可仅是超声系统 62,其具有至少一个存储器装置 14 和处理器 12。因此,图像处理应用程序 110 和 / 或数据库 126 可嵌入到超声系统 62 中。超声 62 还可以包括监视器 42,或其它图形显示器如 LCD 或 LED,以便提供超声图像和计算结果。

[0120] 参考图 6,定位颈动脉本质特征的过程可包括所示的步骤。可以理解,所包括的步骤和步骤的排序仅是示例的,且不偏离本发明本质特征的其它组合和排序也是可能的。

[0121] 该过程可包括图像校准步骤 140,以结合校准模块 112 执行上面所描述的操作。预备步骤 142 可识别表示要被分析的邻近壁 86 或远处壁 88 图像部分的区域。标记步骤 143 可基于用在后面计算中的图像计算阈值,或其它参考值。

[0122] 定位过程 144 可识别形成动脉壁 86,88 的多个组织层。其也可以定位组织层之间的边界。因此,定位过程可包括外膜数据定位步骤 146,其识别外膜 84 的位置并建立相应数据。内腔数据定位步骤 148 可建立内腔内部数据曲线。介质数据定位步骤 150 可识别对应于介质的动脉壁的部分并建立相应的数据。内腔 / 内膜边界定位步骤 152 可在内腔数据和介质数据之间搜索内腔 / 内膜边界。介质 / 外膜边界定位步骤 154 可在介质数据和外膜数据之间搜索介质 / 外膜边界。

[0123] 参考图 7,各模块是可执行的,并经编程以在处理器 12 上运行,并可存储在存储器装置 14 中。预备步骤 142 可由预备模块 116 执行,其可包括输入模块 160,自动化模块 162,重构模块 164,和自适应模块 166。

[0124] 参考图 8,输入模块 160 可允许用户在图像中选择点 170,该点用作测量区域 172 的中心。测量区域内像素列的 IMT 可测量且所有列可合起来平均,或组合,以产生最终的 IMT 测量和其它信息。可替换地,IMT 可以纵向曲线拟合。因此,可选择测量区域 172 的高度 174 以便其包括至少部分内腔 78,内膜 80,介质 82,和外膜 84。

[0125] 输入模块 160 可允许用户规定测量区域 172 的宽度 176。可替换地,输入模块 160 可仅使用预定值。例如,一个适当的值是 5 毫米,在大多数情况下其也约等于颈动脉的直径。无论是自动找到,有限度地自动找到或由用户找到,还是由用户规定,宽度 176 也可基于图像质量选择。如果图像噪声大或图像对比度差,可用较大的宽度 176 以最终平衡误差。在某些实施例中,其中宽度 176 是自动选择的,输入模块 160 可基于由图像质量模块 122 计算的图像质量指示数据选择宽度。相似地,操作员可经培训以基于由图像质量模块 122 输出的图像质量指示数据,手动调整宽度 176。在某些实施例中,输入模块可递增增加或减小宽度 176 以响应用户输入,如鼠标点击或键盘击打。

[0126] 输入模块 160 也可通过确定壁 86,88 中横向距离点 170 最近的壁来确定测量哪个壁。这可以通过找到每个壁 86,88 中高度可识别的外膜 84 并比较它们距离点 170 的距离实现。可替换地,输入模块 160 可选择外膜 84 中具有最高强度(或最高平均强度,最高中

数强度,等)的壁 86,88,且因此其具有希望得到的高对比的可能性更高。

[0127] 点 170 也可用作取样区域 178 的中心。由取样区域 178 限定的像素被用于生成像素强度的柱状图,其它模块利用该柱状图确定某些阈值和评估图像质量。所选的高度 180 通常包括内腔 78 和外膜 84,因为它们分别代表图像的最低强度区域和最高强度区域,并将与柱状图的分析相关。所选择的宽度 182 可提供像素强度的适当取样。在某些实施例中,宽度 182 仅和测量区域 172 的宽度 176 相同。已经表明高度 180 的适当值在测量区域 172 的宽度 176 的一半到四分之一之间。

[0128] 自动化和自动模块 162 可自动规定测量区域 172 和 / 或取样区域 178 的位置。自动模块 162 可通过多种方式实现这一点。例如,自动模块可仅水平地定出图像中央的区域 172 的中心。区域 172 的横向中心可设定在图像中央的横向列中最亮像素的位置。这些最亮像素将对应壁的外膜 84,该壁具有最高强度,也因此具有最高的对比。可替换地,对于大量连续像素,自动模块 162 可通过搜索像素的中央列定位内腔 78,这些连续像素的强度,或平均强度在对应内腔中像素强度的规定阈值之下。该组像素的一侧可选为测量区域 172 的中央,因为该侧边具有高的邻近内腔 / 内膜边界的概率。自动化模块 162 也可调整测量区域 172 和取样区域 178 的尺寸和位置以排除可能在图像中发现的标记 72a-72f。自动化模块 162 也可调整用户选择的测量区域 172 和取样区域 178 以避免这样的标记 72a-72f。

[0129] 再参考图 7,重构模块 164 可在数据库 126 中存储有关用户输入,如点 170 的位置或用户对区域 172 尺寸的所有规定数据。重构模块 164 还可储存能唯一识别所测量图像的签名或储存图像本身。重构模块 164 还可储存用于定位组织层的算法或用于消除噪声的方法的其它输入数据。

[0130] 重构模块 164 可在任何可存取存储位置,如在数据库 126 中存储该信息作为测量数据 132,或节点 11 的硬盘驱动器 46 存储。然后重构模块 164 可恢复该信息并将其用来再创建 IMT 测量及其构建过程。重构模块 164 也可在再创建现有测量之前允许用户调整输入。因此,可以容易地研究单个输入的改变对测量结果的影响。

[0131] 恢复输入并再创建 IMT 测量的能力对于培训操作员使用图像处理应用程序 110 是有用的。该能力使专家能够研究由操作员规定的测量参数并提供反馈。由操作员规定的输入也可在一定时间段上存储,并用来识别操作员对测量参数的规定中的趋势或改变,以及最终允许确认和验证操作员的熟练度。

[0132] 调整模块 166 可调整输入和对随后图像的分析结果以便减少计算时间。这对于超声图像的视频剪辑中跟踪 IMT 值特别有用,该超声图像包括一系列图像,其中在任何给定图像之前的图像和之后的图像类似于它。给定的图像类似性,必需的输入和分析的结果通常在连续图像之间不会发生剧变。

[0133] 例如,调整模块 166 可将用户选择的区域 172,178 调整为连续的图像。下面讨论的其它计算结果也可通过调整模块 166 存储和再利用。例如,角度 100 和外膜,介质,和内腔数据的位置提供粗略但仍然有用的组织层间边界位置的精确估计。调整模块 166 也可以用参考值,或阈值,它们由前面取样区域 178 的柱状图的分析生成用于随后的图像测量。

[0134] 参考图 9,调整模块 166 也可调整输入,数据,和计算的其它结果以适应 (accommodate) 图像中的改变。例如,调整模块 166 可按照连续图像间由于动脉自身的移动或传感器 64 的移动导致的颈动脉的迁移来移动区域 172 的位置。也就是,模块 166 可再寄

存该图像以再对齐同一区域的连续图像中对象。

[0135] 调整区域 172,178 的位置可提供多种优点,如减少手动选择或自动计算区域 172,178 花费的时间。计算时间的减少可提高实时跟踪颈动脉中组织层位置的能力。通过减少花费在计算区域 172,178 的时间,图像处理应用程序 110 可以更高的帧速率测量视频图像而不漏掉或丢失帧。

[0136] 因此,调整模块 166 可自动或在操作员一定程度的辅助或干预下执行调整过程 186。分析步骤 188 通常由其它模块执行。然而,这是调整过程 186 中的第一步。在识别内腔,外膜,和图像中内腔数据或两者中,分析 188 第一图像可包括计算参考值以供后面的计算。分析 188 也可包括定位组织层间边界。

[0137] 一旦第一图像已经分析,在分析第二图像中,将分析结果应用 190 到第二图像可包括使用位于第一图像中的一个或多个相同的内腔,外膜,或介质数据。应用 190 第一图像的结果至第二图像可仅包括使用结果,不以与第一图像应用结果的相同方式进行修改。例如,为第一图像计算的数据不加修改地应用到第二图像中。可替换地,应用 190 可涉及使用该结果作为粗略估算(推测),该粗略估算(推测)随后在测量过程中被改进和修改。

[0138] 例如,外膜 84 通常作为颈动脉最亮的部分出现在产生图像。因此,定位外膜可涉及找到最大强度(亮度)区域。一旦外膜 84 被定位在第一图像中,在第二图像中搜索外膜可限制在绕第一图像中外膜位置的小区域中。因此,通过假定第二图像中外膜 84 在第一图像中外膜 84 同一位置的附近,在第二图像中搜索外膜 84 的范围被减小。定位可基于自动地或借助人的辅助在两个图像中对齐外膜 84。

[0139] 应用 192 输入到第二图像可包括,使用为分析第一图像而手动或自动提供的输入用于和第二图像比较或直接用于第二图像。输入到第一图像的分析也可以是下文所述调整模块 166 为调整步骤 194 计算的结果。因此,例如,由用户为第一图像选择的点 170 可以用在第二图像中。类似地,用户选择的,或自动确定的,用于测量区域 172 或取样区域 178 的任何高度 174,180 或宽度 176,182 可以用来分析新的图像,或比较第二图像。

[0140] 调整 194 输入到第二图像可包括确定第二图像如何与第一图像不同。一种用于做出该确定的方法可以是定位外膜 84 并指出第一和第二图像中可识别不规则性的位置和/或取向。通过比较外膜上一个或多个点的位置,取向或者两者一起,它们可由外膜数据表示,调整模块 166 可计算颈动脉是如何在图像内旋转或平移的。颈动脉从直的过渡到膨胀点 90 向外展开处会出现这样的点。然后任何平移和/或旋转可应用到用户选择的点 170 以规定测量区域 172 和取样区域 178。旋转和/或平移也可以应用到区域 172,178 的任何自动确定的位置。

[0141] 参考图 10,同时参考图 6-9,图像标记步骤 143 可计算表征特殊图像的值以便以后在图像分析中使用。例如,图像标识模块 114 可在取样区域 178 内生成像素强度的柱状图 200。图像标识模块也可以基于柱状图 200 计算外膜,介质,和内腔阈值,以便促进对应内腔 78,介质 82 和外膜 84 的图像区域的定位。

[0142] 例如,可选择内腔阈值 202 为像素强度的合适的百分点(如 10%)。当然,也可以根据图像的特征选择其它值。可替换地,内腔阈值 202 可基于取样区域 78 内像素强度的绝对范围选择。在某些实施例中,内腔阈值 202 可以基于出现在柱状图 200 中的最小强度 204 和最大强度 206 计算。例如,内腔阈值 202 可以计算为像素强度中最大差的合适分数。下

面的公式证明是有效的：

[0143] 内腔阈值 = 最小强度 + (分数) × (最大强度 - 最小强度)

[0144] 0.05 到 0.25 的分数有效,且常规情况下约 0.1 到约 0.2 的值可成功应用。

[0145] 外膜阈值 208 可被硬编码 (hard coded) 为按强度排列的像素的固定百分点 (如 90%)。根据图像质量和图像的外膜部分中像素的实际强度,所选择的实际百分点可以是任何合适数字值。可替换地,外膜阈值 208 可等于最大强度 206。该选择是可能的因为外膜通常作为最亮的像素带出现在超声图像中。在某些实施例中,外膜阈值 208 也可以选择在最高强度以下最大强度差的固定分数处。可使用像素强度范围的最高的 5-25%,或其它百分数,常规下最高的 10% 被用作合适的阈值。

[0146] 介质阈值 210 可基于最小强度 204 和最大强度 206 计算。例如,介质阈值可按照下面的公式计算：

[0147] 介质阈值 = 最小强度 + 0.25 × (最小强度 + 最大强度) 这实际上就是强度总范围的 25%。

[0148] 当然,根据图像的质量和对应介质 82 的图像部分中像素实际强度,其它用于介质阈值 210 的值是可能的。在某些实施例中,介质阈值 210 可以等于外膜阈值 208。在某些实施例中,介质阈值 210 可以是相应于内腔阈值 202 和外膜阈值 208 之间柱状图 200 上局部最小值的强度。

[0149] 图像标记模块 114 还可以接收和处理输入以使用户能够手动地规定阈值 202, 208, 210。例如,图像标记模块 114 可使用户手动地选择内腔 78 中的像素区域。然后该区域中像素的平均或最大强度被用作内腔阈值 202。用户可根据最大,最小,或平均强度,以相似的方式为外膜阈值 208 和介质阈值 210 确定适当的值。

[0150] 在某些实施例中,图像标记模块 114 可显示柱状图 200,并允许用户基于被告知的柱状图像素部分与内腔,介质,或外膜相对应的情况来选择阈值。图像标记模块 114 也可以同时显示柱状图 200 和颈动脉的超声图像,并突出具体阈值 202, 208, 210 以下,或以上的像素。然后图像标记模块 114 可以允许操作员改变内腔阈值 202 并观察被突出的像素区域如何改变。

[0151] 参考图 11,已经确定了阈值 202, 208, 210 后,定位模块 118 可分析像素的横向列以定位内腔 78, 内膜 80, 介质 82, 外膜 84, 内腔 / 内膜边界, 介质 / 外膜边界, 或任何组合。定位模块 118 可根据图像内颈动脉的取向,分析水平或以另一个角度取向的像素线。定位模块 118 通常分析基本垂直于组织层间边界延伸的像素线。

[0152] 图形 218 是像素强度相对它们在一列像素内位置的示例图形,其中水平轴 220 表示位置而垂直轴 222 表示像素强度。从图形 218 的左边开始,图像 218 的某些重要部分是：内腔部分 224, 其可以是在内腔阈值 202 以下的部分；内腔 / 内膜边界 226, 其相应于内腔部分 224 和内膜最大值 228 之间的最高强度梯度；内膜最大值 228, 相应于内膜的局部最大值；介质部分 230, 其相应于介质阈值 210 以下的图形部分；介质暗像素 231 通常提供介质部分 230 内局部最小值；介质 / 外膜边界 234, 其位于介质暗像素 231 和外膜最大值 236 之间最高强度梯度处或其附近；和外膜最大值 236, 其通常是测量的区域 172 中最高强度的像素。应该理解图形 218 是理想化的或典型图像的代表,但噪声和弱对比度可使像素列的图形看起来不同。

[0153] 参考图 12, 定位过程 144 可包括定位数据以减小搜索组织层间边界的范围。在一个实施例中, 定位模块识别内腔数据 240 和介质数据 242, 其具有高的限定内腔 / 内膜边界 244 的几率。可选择介质数据 242 和外膜数据 246 以便它们具有高的限定介质 / 外膜边界 248 的几率。在某些实施例中, 定位过程 144 可不定位介质数据 242, 而是在内腔数据 240 和外膜数据 246 之间搜索内腔 / 内膜边界 244 和介质 / 外膜边界 248。

[0154] 定位过程 144 可允许操作员手动地规定一个, 或所有数据 240, 242, 246, 或边界 244, 248。任何用于手动规定线的方法可用来规定边界 244, 248, 或数据 240, 242, 246。例如, 操作员可以在超声图像的图形显示器上用输入装置 22, 如鼠标 36 跟踪边界 244, 248 或数据 240, 242, 246。用户可通过点击一系列点建立边界 244, 248 或数据 240, 242, 246, 这些点然后自动连接形成曲线。可替换地, 操作员可建立线的端点随后建立控制点以限定曲率和线的偏转点 (即 Bezier 曲线)。在其它实施例中, 测量区域 172 的边缘可用作内腔数据 240 或外膜数据 246。参考图 13, 外膜数据定位过程 146 可包括定位 252 起始外膜像素。起始外膜像素可在以用户选择的点 170 为中心的像素列中找到。其它合适的方法可以包括搜索在测量区域中最左或最右像素列, 或选择通过自动过程选择的区域中心处的列。外膜 84 通常是图像最亮的部分, 因此可搜索绝对最大强度像素以便指示外膜 84 的位置。

[0155] 可替换地, 起始内膜定位步骤 252 可包括提示用户手动选择起始外膜像素。而另一个可替换的方法是搜索最少的相邻像素, 每个像素的强度在外膜阈值 208 之上, 并标记 (如, 标注, 标识, 指示) 它们中的一个作为外膜像素。该像素将用来拟合外膜数据 246。

[0156] 外膜定位过程 146 也可包括定位 254 邻近外膜像素。逐列进行, 从邻近起始外膜像素的列开始, 定位模块 118 可搜索余下测量区域 172 中邻近外膜像素。邻近外膜像素可以与起始外膜像素相似的方式定位。在某些实施例中, 外膜像素可在多个序列中找到而非从一个列移到相邻的列。取样, 周期的定位, 全局最大值, 左到右, 右到左, 等等都可提供开始点, 并受图形的清晰度和精度影响。

[0157] 参考图 14, 同时继续参考图 13, 外膜定位过程 146 可通过包括约束步骤 256 和外推步骤 258 补偿噪声和弱对比。约束步骤 256 可将搜索外膜像素的范围限制在小区域里, 该区域居中或相对邻近列中外膜像素的横向位置对齐 (registered) 的。

[0158] 例如, 邻近列的像素可产生一系列的图形 260a-260e。图形 260a 可表示被分析的第一列。因此最大值 262a 被发现并被标记为外膜像素, 因为其具有最大强度值。约束步骤 256 可将图形 260b 中最大值 262b 的搜索限制在区域 264, 该区域居中在最大值 262a 的位置上或对齐该位置。最大值落在该范围之外并在随后因为其很可能是噪声的结果而被丢弃。也就是, 血管是平滑的。外膜不会极端地徘徊。然后被放弃的最大值可从任何外膜数据 246 的曲线拟合中排除。

[0159] 外推步骤 258 可涉及识别线 266, 其具有通过至少两个最大值 262a-262e 的斜率 268。然后搜索其它最大值可限制在区域 270 中, 该区域相对线 266 限制。因此, 在所示的图形中, 图形 260c 中最大值 262c 不在区域 270 中且因此可被忽略。在某些情形中, 外推步骤可涉及忽略多个图形 260a-260e, 其最大值 262a-262e 没有落在区域 264, 270 中。

[0160] 如图所示, 图形 260d 可具有在区域 270 外的最大值 262d, 然而, 图形 260e 具有在区域 270 内的最大值 262e。可以该方式忽略的列的数量可基于图像质量由用户调整或自动地计算。图像质量差的情况下, 外推步骤 258 可更快速地做出以向更远处查找适当的 (合

适的,清晰的)像素列。在某些实施例中,用来建立线 266 的最大值 262a-262e 可被限制在具有良好的高对比的像素列中。

[0161] 再参考图 13,曲线拟合步骤 272 可建立外膜数据 246,对位于这些列像素中外膜像素的曲线拟合。曲线拟合通常被执行以平滑外膜 84 并补偿不能真实地表示外膜 84 的噪声。在一个实施例中,曲线拟合步骤 272 可涉及将测量区域分解为较小的段(片)并逐片对每个片曲线拟合。函数,如二阶多项式,正弦曲线或其它三角函数,幂函数等可被选择用来拟合每个段。每个段的尺寸可被确定以使外膜像素的路径可能是连续的,单调的,具有单一度数的曲率(如,段中没有“S”形状)或具有导数连续性。0.5 毫米到 2 毫米的段宽被证明能提供适当精度,函数连续性,和计算速度三者间合理的平衡。

[0162] 其它实施例也是可能的。例如,较宽的段可采用三阶多项式内推以适应外膜像素路径中拐点(“S”形状)或导数连续性的更大可能性。然而,三阶多项式内推导致更大的计算复杂性和更多的计算时间。另一个可替换实施例是对非常窄的段应用线性内推。这能提供简单的计算,函数连续性,但一阶导数不连续。

[0163] 在某些实施例中,拟合的段曲线可彼此交叠。这可提供每个曲线拟合的段与相邻段在邻接点具有基本匹配斜率的优势。然而,该方法可能会由于要求两次分析许多像素而引入复杂的计算。然而,其为每个段提供比较简单的计算。

[0164] 参考图 15,内腔数据定位过程 148 可识别对应内腔 78 的图像部分,并建立内腔数据 240。内腔数据定位过程 148 可包括定位 280 低强度区域。该步骤可包括在一列像素中找到规定数量的内腔阈值 202 以下的邻近像素。搜索一段(band)低强度像素通常从外膜 84 开始,向内腔 78 的中心进行。四个像素宽的区域被证明是适当的。可替换地,步骤 280 可包括搜索邻近组的像素,其平均强度低于内腔阈值 202。

[0165] 定位了低强度区域后,接着的步骤可以是确认步骤 282。在某些情形中,内膜/介质区域内的暗区域可以足够大具有四个像素在内腔阈值 202 下面。因此,低强度区域可被确认以确保其确实在内腔 78 中。一种确认方法是确保低强度区域邻近大强度梯度,大强度梯度通常是内腔/内膜边界 226 处。确认低强度区域所要求的强度梯度的邻近度可以改变。

[0166] 例如,确认可选择要求低强度区域直接邻近大强度梯度。可替换地,确认可仅要求低强度区域在距离高强度梯度规定数量的像素(如距离)范围内。低强度区域具有高的无效几率时,内腔数据定位过程 148 可以重复,从在第一次迭代过程中无效低强度区域的位置开始,并向远离外膜 84 的方向移动。

[0167] 内腔数据定位过程 148 也可以包括补偿步骤 284。在某些情形中,难于验证低强度区域是否邻近内腔/内膜边界 224,因为超声成像过程具有局限性而往往不能捕获强度梯度,而遗留弱对比的图像区域。因此,补偿步骤 284 可包括通过外推,内推或两者为在弱对比区域中的边界补偿对比不足的方法。确认 282 可因此包括验证低强度区域对内推或外推的边界的邻近度。

[0168] 曲线拟合步骤 286 可将找到的低强度区域包括到内腔数据 240 中。在某些实施例中,包括在每列低强度区域中找到的第一像素的路径是为建立内腔数据 240 而拟合的曲线。在使用强度平均值定位内腔的实施例中,一组平均的像素中居中(尺寸上)定位的像素可用于曲线拟合内腔数据 240。曲线拟合步骤 286 可以上面讨论的方式,结合外膜数据定位过程 146 曲线拟合像素路径。

[0169] 图 16 说明一种用于执行任选低对比补偿步骤 284 的方法, 其包括标识步骤 288, 约束步骤 290, 桥接 (bridging) 步骤 292, 验证步骤 294。标识步骤 288 可标识看起来高质量的部分测量区域 172。标识 288 可包括标识至少三到五个像素列宽的水平区域, 且每个列具有相当高的对比。可基于图像的种类和质量选择较大或较小的水平区域, 在某些实施例中, 对比度可通过在一个列中搜索最大, 或足够大的强度梯度而确定。基于图像的特征, 足够标识一列像素为“高对比”的梯度值可以是固定的, 用户选择的, 自动选择的, 或它们的组合, 或上面所有形式。在某些实施例中, 所要求的强度梯度可以是在取样区域 178 中发现的最大强度梯度的某个百分比。

[0170] 标识 288 还可包括验证水平区域中每个列的大强度梯度出现在各列中大约相同的位置, 彼此偏离不超过预定数量的像素。因此, 例如, 如果一个像素列中, 高强度梯度位于第 7 个像素, 标识 288 可包括验证邻近列中高强度梯度出现第 70 和第 80 个像素之间的某个位置。其强度梯度没有落在该区域内的列可从高强度像素的水平区域中排除, 以便评估图像的质量, 和外推和内推梯度或边界位置。在某些实施例中, 仅特定宽度具有高强度梯度邻近列的区域, 且该高强度梯度出现在近似相同的横向位置, 才被当作高对比区域。

[0171] 约束步骤 290 可试图在没有高对比时识别内腔 / 内膜边界 226 的位置, 或更一般地, 任何边界或特征。一种实现这一点的方式是限制搜索面积。因此约束 290 可通过将搜索限制在以从一个高对比区域上大强度梯度画到第二个大强度梯度的线为中央的区域, 从而在两个高对比区域之间的低对比区域搜索最大梯度。

[0172] 约束 290 也可以包括使用不同值限定边界。然而, 在高对比区域中, 相当大的值可以用来识别, 限制, 或规定哪个梯度表示边界。约束 290 可包括在相当低对比区域中确定最大强度梯度, 和使用该较小值的某个百分比来限定哪个梯度足够大可以表示边界。类似地, 约束 290 可包括在约束区域中查找某个最小值以上的最陡梯度。

[0173] 桥接步骤 292 可基于边界的位置或一侧高得多的对比区域中的梯度, 包括内推边界的位置或低对比区域中其它强度梯度。可选地, 在某些实施例中, 边界的位置或梯度可以基于高对比区域的位置外推到低对比区域的一侧。

[0174] 验证步骤 294 可验证高对比区域适于证明内推和外推到低得多的对比区域是正确的。验证步骤 294 可包括比较这些“高”对比区域中列的数目和“低”对比区域中列的数目。在低对比区域中比高对比区域中像素列多时, 外推和内推不能提高精度。

[0175] 参考图 17, 在可变换的实施例中, 内腔数据定位过程 148 包括平移步骤 300 和平移验证步骤 302。参考图 18, 平移步骤 300 可包括向内腔 78 的中心平移外膜数据 246。平移验证步骤 302 可平均位于平移的路径上所有像素的强度。平均值, 中数值, 或某些数量的总像素相当于小于内腔阈值 202 的强度, 或某些其它最小值, 平移验证步骤 302 可包括建立平移的外膜数据 246 作为内腔数据 240。或者, 平移验证步骤 302 可以包括仅在平移数据 246 上的所有像素强度低于内腔阈值 202 或其它最小值的地方, 将平移外膜数据 246 标记成内腔数据 240。可替换地, 平移的外膜数据 246 可仅用作起始点, 该起始点用于另一个曲线拟合过程, 或用作中央, 边缘, 或其它标识点, 对于约束搜索内腔数据 240 的区域, 例如图 15 的方法可以用于在约束的搜索区域内搜索内腔数据 240。

[0176] 参考图 19, 介质数据定位过程 150 可包括定位步骤 308 和曲线拟合步骤 310。定位步骤 308 可识别在随后适于产生介质数据 242 的介质暗像素路径。按照本发明, 曲线拟

合步骤 310 可曲线拟合介质暗像素路径从而以与已讨论的其它曲线拟合步骤相同的方式产生介质数据 242。在某些实施例中，介质数据定位过程 150 可被消除，且内腔数据 240 可用于介质数据 242 被用来限制搜索范围的任何地方。在另一个实施例中，内腔数据 240 可被消除，且仅外膜 84 可约束搜索组织层之间的边界。例如，搜索介质 / 外膜边界可仅从外膜数据 246 开始并向内腔 78 移动。

[0177] 参考图 20，定位过程 312 示出一种用于定位 308 介质暗像素路径的方法。该过程 312 可在测量区域 172 中像素列上执行。过程 312 可通过检查位于外膜数据 246 之上，或附近的像素开始。在确定 314 像素强度后，过程 312 可确定 316 该像素是否是局部最小的。如果是，过程 312 可确定 318 是否像素密度小于介质阈值 210。如果是，像素被标记 320 或指示 320 为介质暗像素，过程 312 在另一列像素上执行。

[0178] 如果像素不是局部最小的，过程 312 可确定 322 是否像素位于距外膜 84 小于预定距离处。对于该距离的适当值可以约为从外膜 84 到内腔 78 的距离的二分之一到三分之二。外膜数据 246 和内腔数据 240 可用来规定外膜 84 和内腔 78 的位置以便确定其间的距离。如果像素小于规定的距外膜 84 的距离，那么过程 312 移动 323 至列中下一个像素，在某些实施例中，移动远离外膜 84，且重复过程 312。如果像素与内腔 78 隔开规定的距离，那么其被标记 324 为介质暗像素，且为任何余下列的像素执行过程 312。

[0179] 如果强度的最小值不小于介质阈值 210，过程 312 可确定 326 从像素到外膜 84 的距离是否大于或等于与步骤 322 中相同的预定值。如果大于或等于该值，相应的像素被标记 328 为介质暗像素且过程 312 对任何剩余列执行。如果小于该值，则过程 312 转移 329 到该列中另一个像素点，通常向外膜 84 转移，并重复过程 312。

[0180] 图 21 示出介质数据定位过程 150 另一个实施例。最小值定位步骤 330 可在外膜 84 和内腔 78 之间查找每列像素中强度的局部最小值。在某些实施例中，最小值定位步骤 330 可搜索外膜数据 246 和内腔数据 340 之间的局部最小值。最小值定位步骤 330 可从外膜数据 246 开始，并向内腔数据 240 移动搜索最小值。在具有弱对比的多列像素中，最小值定位步骤 330 可包括基于任一侧上验证的最小值的位置外推或内推表示介质的局部最小值的可能位置至具有弱对比的一列像素或多列像素的一侧。由外推或内推确定的局部最小值的可能位置可用作列中暗像素的位置，而非实际有效局部最小值。

[0181] 一旦找到最小值，确认步骤 332 可验证该最小值可能位于介质 82 内。最小值可通过确保其在介质阈值 210 以下而确认 332。最小值也可以通过确保其邻近在最小值和外膜数据 246 之间的高强度梯度而确认 332，因为比较暗的介质 82 邻近亮得多的外膜 84，且因此它们之间会具有强度梯度。确认步骤 332 可以包括将有效最小值标记为介质暗像素，用来建立介质数据 242。如果找到不适当的最小值，过程 150 可重复，从不适当最小值开始向内腔 78 转移。

[0182] 确认步骤 332 还可以包括检测最小值的位置。验证 332 可确保仅那些距离外膜 84 规定距离内的最小值被标记为介质暗像素，其用于计算介质数据 242。用于规定距离的可工作值可在从外膜 84 到内腔 78 之间距离的约二分之一到约三分之二之间。如果没有最小值落在介质阈值 210 以下，位于大强度梯度附近，或同时符合这两个条件，则确认 332 可包括标记距外膜规定距离的像素为介质暗像素，其用来计算（曲线拟合）介质数据 242。

[0183] 参考图 22，同时参考图 21，曲线拟合步骤 334 可建立临时介质数据 336，其包括横

向位于图像域 (domain) 上每列像素中的介质暗像素 338 的曲线拟合。曲线拟合步骤 334 可结合其它数据或其它合适的方法使用以上讨论的任何曲线拟合方法。

[0184] 调整步骤 340 可改变用来计算介质数据 242 的介质暗像素 338 的位置。例如,可检查每个介质暗像素 338 看是否其位于临时介质数据 338 和外膜数据 246 之间。介质 82 对外膜 84 没有实际侵入。在外膜数据 246 和临时介质数据 338 之间的介质暗像素可移动到临时介质数据 336, 或由临时介质数据 336 处的点或像素取代。然后曲线拟合步骤 342 可将介质数据 242 曲线拟合到修改的介质暗像素 338 的集合。曲线拟合步骤 342 可结合其它数据或其它合适的方法使用以上讨论的任何曲线拟合方法。可替换地,临时介质数据 338 自身可用作介质数据 242。

[0185] 图 23 示出内腔 / 内膜边界定位过程 152。限定步骤 346 限定 346 被搜索范围。例如,在一个实施例中,搜索范围被限制在内腔数据 240 和介质数据 242 之间的区域。限定 346 搜索范围可包括仅搜索内腔数据 240 和从内腔数据 240 向介质数据 242 搜索时所发现的第一局部最大值之间的区域。某些实施例可要求局部最大值具有在介质阈值 210 以上的强度。在某些实施例中,限定 346 搜索范围可包括手动地或自动地调整内腔数据 240 和 / 或介质数据 242 的位置。例如,用户可点击内腔数据 240 的图形表示并将其横向平移到不同位置以观察拟合的质量或对应性。在其它实施例中,搜索范围可限定 346 为外膜数据 246 和位于内腔内的测量区域 172 边缘之间的区域。

[0186] 在某些实施例中,操作员可选择邻近内腔 / 内膜边界 244 上的点。限定 346 搜索的范围可包括仅搜索以操作员所选择的点,或操作员所选择的点间内推的线为中心的小区域。可替换地,操作员或软件可选择或规定正好在内腔 78 内的点,或系列点,以限定搜索区域的一个边界。

[0187] 定位步骤 348 可从内腔数据 240,或其它限制边界,如测量区域 172 的边缘开始,并向介质数据 242 搜索最大正强度梯度。在介质数据 242 没有定位的实施例中,定位步骤 348 可从内腔数据 240,或其它边界向外膜数据 246 搜索最大的正强度梯度。确认步骤 350 可验证梯度可能表示内腔 / 内膜边界 244。在某些实施例中,当从外膜数据 246,或在介质阈值 210 以上的局部最大值向内腔数据 240,或介质数据 242 转移时,定位步骤 348 可涉及搜索最大的负强度梯度。在某些实施例中,确认 350 可包括丢弃限定梯度的像素在规定阈值,如内腔阈值 202 以下的梯度。

[0188] 限定步骤 346,定位步骤 348,和确认步骤 350 可重复直到最大 (最急剧),有效强度梯度被找到。因此限定 346 搜索范围可包括将搜索范围限制在迄今还没有检查像素的那些列。例如,限定 346 搜索范围可包括将搜索范围限制在无效梯度和介质数据 242 或在介质阈值 210 以上的第一局部最大值之间的区域。

[0189] 可选规定步骤 352 可使操作员手动地规定一个或多个点处内腔 / 内膜边界 244 的位置。如上所述,可选补偿步骤 284 可基于在相当高对比区域内找到的内腔 / 内膜边界 244 的部分,外推或内推相当低对比区域内内腔 / 内膜边界 244 的位置。补偿步骤 284 也可在操作员规定的点和高对比区域之间外推或内推。

[0190] 图 24 示出介质 / 外膜边界定位过程 154 的一个实施例。限定步骤 358 可限定搜索的范围。例如,在一个实施例中,搜索范围被限制在介质数据 242 和外膜数据 246 之间部分的像素列。可替换地,搜索范围被限制在内腔数据 240 和外膜数据 246 之间的区域。在

另一个实施例中，搜索范围可限定 358 为外膜数据 246 和位于内腔内测量区域边缘之间的区域。在某些实施例中，限定 358 搜索区域还可包括手动或自动平移介质数据 242，外膜数据 246 或两者。在另外一个实施例中，搜索范围可限制在介质数据 242 和局部最大值之间的区域内，该最大值具有在外膜阈值 208 或其它最小值以上的相应强度。

[0191] 定位步骤 360 可识别在搜索范围内的最大正梯度。定位步骤 360 可涉及检查每个像素，该检查从介质数据 242 开始，或其它边界，如测量区域 172 或内腔数据 240 的边缘，并向外膜数据 246 转移。确认步骤 362 可验证强度梯度很可能是介质 / 外膜边界 248。在限定梯度的像素在某个值以下，如介质阈值 210 时，确认 362 可包括丢弃梯度。

[0192] 在确认步骤 362 中梯度被丢弃时，限定步骤 358，定位步骤 360，和确认步骤 362 可重复以找到并确认下一个最大强度梯度，直到最大有效强度梯度被找到。因此限定步骤 358 也可包括将搜索范围限制在介质数据 242，或其它边界，和无效强度梯度的位置之间的区域。可选地，规定步骤 364 可使操作员手动地规定一个或多个点处介质 / 外膜边界 248 的近似位置。如上所述，补偿步骤 284 可基于在高对比区域和 / 或操作员规定的点沿介质 / 外膜边界 248 找到的介质 / 外膜边界 248 的部分，外推或内推低对比区域中介质 / 外膜边界 248 的位置。

[0193] 参考图 25，计算模块 120 可基于内腔 / 内膜边界 244 和介质 / 外膜边界 248 之间的距离计算 IMT 值。在某些实施例中，计算模块 120 可为每列像素计算内腔 / 内膜边界 244 和介质 / 外膜边界 248 之间的距离，并将它们一起平均以产生最终的值。计算模块 120 也可基于由校准模块 112 计算的校准因子，将计算得到的 IMT 值转换为其实际的，现实世界的值。

[0194] 在某些实施例中，计算模块 120 可除去（滤去）介质 / 外膜边界 258 上斜率的峰值或其它不连续值。例如，计算模块 120 也可搜索峰值，其高度是其宽度的规定倍数。例如，具有高度为基部宽度的三倍（或其它有效倍数）的峰值可以被识别。形成峰值的介质 / 外膜边界 248 的部分可用峰值任一侧的边界位置的平均值取代。计算模块 120 同样可从内腔 / 内膜边界 244 除去峰值。

[0195] 计算模块 120 也可曲线拟合介质 / 外膜边界 248，内腔 / 内膜边界 244 中的一个或两者。在某些实施例中，计算模块 120 在从边界 244, 248 除去峰值后曲线拟合边界 244, 248，以便明显错误的数据不影响最终的曲线拟合。

[0196] 计算模块 120 可包括斜率补偿模块 370。斜率补偿模块 370 可为颈动脉相对水平方向 74 的角 100 调整 IMT 测量值。例如，在某些实施例中，斜率补偿模块 370 可以角 100 的余弦倍乘 IMT 测量值。角 100 可这样计算，即为每列像素，将线拟合到内腔 / 内膜边界 244，介质 / 外膜边界 248，或在内腔 / 内膜边界 244 和介质 / 外膜边界 248 之间中点处的像素线。角 100 可设定为等于该线相对于水平方向 74 的角度。可替换地，角 100 可用拟合到内腔数据 240，介质数据 242，和 / 或外膜数据 248 中的一个或它们的组合的线计算。在某些实施例中，角 100 可基于连接最左和最右点的线计算，这些点包括内腔数据 240，介质数据 242，外膜数据 240，内腔 / 内膜边界 244，或介质外膜边界 248。可替换地，操作员可选择两个点，斜率补偿模块 370 然后可利用这两个点限定角 100。

[0197] 计算模块 120 还可包括锥形补偿模块 372，其用于调整 IMT 测量值以抵消 IMT 厚度的任何锥形可能对测量值造成的影响。一种用于消除该类型变化的方法是测量没有锥形

影响区域的 IMT。例如,位于与展开部分 90 的距离在 10 毫米到 20 毫米之间的段 98 的 IMT 通常不显著逐渐变小。

[0198] 锥形补偿模块 372 可通过搜索膨胀点 90 定位分支。在一个实施例中,锥形补偿模块 372 对外膜 84 基本直的部分拟合直线。然后锥形补偿模块 386 可向分支外推该叉齿 (tine), 检查位于线上的像素的强度。落在该线上的像素一直具有内腔阈值 202 以下的强度时,该线延伸到内腔 78 中。线遇到低强度像素的位置将对应接近膨胀点 90 并接近分支的位置。当然,不同方法可用来定位膨胀点 90。

[0199] 参考图 26,同时还参考图 25,锥形补偿模块 372 可执行锥形补偿过程 374。锥形补偿过程 374 可包括生成 376 IMT 数据库 133。参考图 27,生成 390 IMT 数据库 133 可包括在不同子段 (subsections) 378 测量颈动脉的 IMT,并记录沿每个子段位置的每个子段的平均 IMT。在某些实施例中,不同子段 378 的 IMT 可曲线拟合,并且是记录的曲线拟合的多项式或其它数学表达式。子段 378 通常跨段 94,98, 或两个段 94 和 98 的部分,以便包括膨胀点 90 附近的逐渐变小的效果。子段 378 的宽度可使锥形度数和被分成较窄子段 378 的具有大角度锥形的区域关联。IMT 数据库 133 通常包括对大量患者的测量值。

[0200] 研究证明锥形度数主要取决于平均 IMT,其中动脉具有较小的平均 IMT,该 IMT 具有比具有较大平均 IMT 的动脉小的锥形度。因此,基于距膨胀点 90 标准化距离的点处的 IMT,生成 376 IMT 数据库可包括索引从超声图像获取的每个系列的测量值。例如,因为从膨胀点 90 延伸 10 毫米到 20 毫米的段 98 具有基本恒定的 IMT,所以从图像获取的测量值可通过与膨胀点 90 距离 15 毫米的点的 IMT 索引。可替换地,可使用以 15 毫米点为中心或邻近该点的区域平均 IMT。

[0201] 而且,具有类似标准化点 IMT 的多个患者的 IMT 测量值可一起平均,且平均结果被存储以供以后使用,而且通过它们在标准化点的平均 IMT 索引。通常,一个患者的与膨胀点 90 距离规定距离处的子段 378 的 IMT 测量值和另一个患者超声图像中相同距离处的子段 378 的 IMT 平均。

[0202] 参考图 28,同时参考图 26 和 27,计算 380 规范化因子可包括从 IMT 数据库 133 恢复从一个颈动脉,或多个颈动脉获取的 IMT 测量值 136,为当前同一点的超声图像,该 IMT 测量 136 具有基本相同的 IMT 厚度。因此,例如,如果当前超声图像在与膨胀点 90 距离 15 毫米处具有 0.27 毫米的 IMT,那么计算 380 标准化因子可包括在相应点为具有 0.27 毫米 IMT 的动脉恢复 IMT 测量值 136。可替换地,可为记录的动脉测量值恢复 IMT 测量值 136,其在标准化点具有 IMT 值,该标准化点限定在该点处当前动脉的 IMT。

[0203] 基于存储的 IMT 测量值 136 或测量值 136 的子段 378,标准化因子可计算 380。例如,子段 378a 可具有 IMT 382 并位于点 384。子段 378b 可具有 IMT 386 并位于另一个点 388。可选择点 388 与膨胀点 90 的距离为标准化距离,该膨胀点用来规范化几乎所有 IMT 测量值 136。通过用 IMT 382 除 IMT 386,可为子段 378a 计算规范化因子。以相似的方式,对于每个子段 378,可用 IMT 除 IMT 386,从而为每个子段 378 计算 380 标准化因子。

[0204] 再参考图 26,应用 390 标准化因子可包括用当前超声图像中与标准化因子相应的子段 378 的 IMT 乘以标准化因子。因此,例如,中心在距离当前图像中膨胀点 90 处 7 毫米的子段 378 将乘以标准化因子,该标准化因子是在与膨胀点 90 距离 7 毫米处计算的。以该方式,如图 29 所示,图形 392 中每个子段 378 处的 IMT 被转换为与图形 394 中标准化点 388

处的 IMT 近似等价。然后每个子段 378 的标准化 IMT 可求平均值以产生可以报告的最终值。

[0205] 多种可替换的应用标准化因子的方法是可能的。例如，标准化因子可应用到每列像素的 IMT，而非将当前超声图像划分成子段 378。为子段 378 计算的标准化因子之间的内推可用于单列像素的标准化 IMT，该子段 378 居中在限定一列像素水平位置的位置。可替换地，在恢复的 IMT 测量值 136 中，可为每列像素计算标准化因子。在另一个实施例中，存储的 IMT 测量值 136 的数学表达式被用来计算每列像素位置处的标准化因子。

[0206] 再参考图 25，计算模块 120 还可包括数据换算模块 398 和诊断模块 400。数据换算模块 398 可编译并统计分析 IMT 测量值和其它数据以得出诊断数据 131。诊断模块 400 可恢复诊断数据 131 以便将患者 IMT 和患者的心血管疾病风险关联起来。

[0207] 如可从前面所述中理解的那样，成像装置，如超声成像装置，计算机辅助拓扑成像装置，磁共振成像装置等可精确地捕获人体解剖特征的精细细节。通过结合测量技术使用成像装置，组织结构方面的组织密度，如和动脉壁关联的“动脉粥样斑”，可被确定（动脉粥样斑被定义为任何部分动脉壁的异常增厚的局部区域）。

[0208] 例如，有必要确定颈动脉壁中组织密度。颈动脉动脉粥样斑的出现被证明是整个脉管系统出现粥样硬化和粥样硬化程度的良好指示器。

[0209] 组织结构方面的密度可根据这些组织结构方面的特征改变。组织结构具有特殊的特征，如可从与之关联的密度确定的常识在状况诊断中是有用的，和 / 或能提供一些信息。例如，动脉粥样斑可以是致密的和显著地钙化的，或是松软非钙化的，或可以有任何程度的钙化。较软的非钙化动脉粥样斑通常是更危险类型的动脉粥样斑，因为它们更容易破裂 / 移动并引起阻塞或血块。因此，能够确定这些较软动脉粥样斑的出现并确定这些动脉粥样斑的密度是非常重要的。虽然除超声外还有用于非侵入性确定出现钙化动脉粥样斑的技术，如 CAT 扫描，这些技术通常在发现非钙化动脉粥样斑方面有困难。超声技术可检测致密钙化动脉粥样斑和较软的非钙化动脉粥样斑。本发明的实施例利用图像，如可从超声装置或其它合适成像装置得到的图像来定位和表征颈动脉和 / 或与其关联的支管动脉粥样斑的密度。

[0210] 数字图像，如由超声装置提供的数字图像，通常由数字取样的值的行和列组成，数字取样的值表示图像中每个位置的组织密度。这些取样的值被称为像素值，或简单地称为像素。较亮的像素强度对应较密的组织。用于按照本发明实施例的测量颈动脉中动脉粥样斑密度的测量过程使用这些像素强度，和它们在数字图像中的相对位置，以确定动脉粥样斑尺寸，位置，和 / 或密度。

[0211] 图 30 示出用于按照本发明实施例提供组织结构方面密度信息的系统。在所示实施例中，超声成像装置 3001 捕获包括感兴趣组织结构的图像，如颈动脉图像，并经通信介质 3002 提供图像至动脉粥样斑密度测量机构 3003。例如，动脉粥样斑密度测量机构 3003 可包括通用目的计算机（如个人计算机）系统，其可操作地在指令集控制下定义这里所述的操作。可替换地，动脉粥样斑密度测量机构 3003 可集成到成像装置 3001，如可包括处理器和 / 或一个或多个特殊应用集成电路 (ASIC)，该处理器可操作地在指令集控制下定义这里所限定的操作。通信介质 3002 可包括数字或模拟接口，如可包括网络链接（如，广域网 (WAN)，市域网 (MAN)，局域网 (LAN)，公共交换电话网 (PSTN)，因特网，内部网，外部网，缆线传输系统，和 / 或类似链接），并行数据链接（如，Centronics 并行接口，IEEE 1284 并行接

口, IEEE 488 并行接口, 小型计算机系统互连 (SCSI) 并行接口, 外围元件互连 (PCI) 并行总线, 和 / 或类似链接), 串行数据链接 (如, RS232 串行接口, RS422 串行接口, 通用串行总线 (USB) 接口, IEEE1394 串行接口, 和 / 或类似链接)。

[0212] 动脉粥样斑密度测量机构 3003 识别超声图像中组织结构, 如颈动脉中的动脉粥样斑区域, 并确定其密度。例如, 动脉粥样斑密度测量机构 3003 可如上所述建立数据, 以识别动脉粥样斑的区域。额外地或可替换地, 用户输入可用来识别动脉粥样斑的区域, 动脉粥样斑边界, 动脉粥样斑中心, 等等。在识别了动脉粥样斑区域后, 优选实施例的动脉粥样斑密度测量机构 3003 通过分析动脉粥样斑区域内的图像强度确定动脉粥样斑密度。例如, 动脉粥样斑密度测量机构 3003 可规范化整个图像, 或其中的某些部分的强度, 然后使用与动脉粥样斑区域关联的平均或中数像素强度值。此外或可替换地, 动脉粥样斑密度测量机构 3003 可分析不同部分的动脉粥样斑区域, 如不同组织层, 邻近其它组织结构的区域, 等等, 从而确定与之关联的密度。因此, 几个动脉粥样斑密度可相对已识别的动脉粥样斑区域确定。动脉粥样斑密度测量机构 3003 可额外地或可替换地确定关联的信息, 如动脉粥样斑区域的尺寸, 动脉粥样斑区域的厚度, 动脉粥样斑区域与组织结构的另一个方面或组织结构自身的相对尺寸 (如百分数), 动脉粥样斑区域与组织结构的另一个方面或组织结构自身的相对位置, 和 / 或类似信息。

[0213] 所示实施例的动脉粥样斑密度测量机构 3003 提供前述动脉粥样斑密度信息至动脉粥样斑密度报告发生器 3004。动脉粥样斑密度报告发生器 3004 可包括通用目的计算机 (如, 个人计算机) 系统, 其可操作地受指令集控制, 该指令集限定这里所述的操作。可替换地, 动脉粥样斑密度报告发生器 3004 可集成到成像装置 3001 上, 如可包括处理器和 / 或一个或更多 ASIC, 该处理器可操作地受指令集控制, 该指令集限定这里限定的操作。优选实施例的动脉粥样斑密度报告发生器 3004 提供某个形式的动脉粥样斑密度信息的输出, 其在诊断组织结构的状况方面是有用的, 或在其它方面是有用的。例如, 动脉粥样斑密度报告发生器 3004 可将动脉粥样斑密度值, 厚度, 尺寸, 位置, 等等与动脉粥样斑密度值, 厚度, 尺寸, 位置等等的数据比较, 从而报告患者的相对状况。额外地或可替换地, 动脉粥样斑密度报告发生器 3004 可将动脉粥样斑密度值, 厚度, 尺寸, 位置, 等等与历史信息比较, 该历史信息与特定的个人关联, 从而确定趋势, 如动脉粥样斑的生长速率, 动脉粥样斑的钙化速率, 等等。

[0214] 任何或所有前述由动脉粥样斑密度报告发生器 3004 生成的信息可以多种格式中的任何格式、用多种介质报告给用户或操作员。例如, 动脉粥样斑密度报告发生器 3004 可实时或近似实时地在动脉粥样斑密度显示装置 3005 上显示信息, 该显示装置 3005 可包括如, 显示监视器 (如阴极射线管 (CRT), 液晶显示器 (LCD), 等离子体显示器, 等等), 其可以是超声成像装置 3001 的一部分或与之分开。动脉粥样斑密度报告发生器 3004 可在动脉粥样斑密度打印装置 3007 上输出硬拷贝形式的信息, 该打印装置可包括如, 打印机 (如点阵打印机, 激光打印机, 页式打印机 (page printer), 喷墨打印机, 等等), 其经通信介质 3006 耦合到动脉粥样斑密度报告发生器 3004。通信介质 3006 可包括多种通信介质, 如上面关于通信介质 3002 所描述的那些中的任何一种。此外或可替换地, 动脉粥样斑密度报告发生器 3004 报告前述信息至用户或操作员, 该信息可由本发明实施例存储在一种或多种数据库中和 / 或传输至一种或多种系统。

[0215] 上面已经说明了组织结构方面密度信息系统的实施例,现在参看图 31,其中描述了按照实施例的组织结构方面密度信息系统的操作流程图。在所示实施例的步骤 3101,患者提供要分析的组织结构,在所示实施例中以颈动脉示出。在步骤 3102,超声成像装置被用来捕获颈动脉的数字图像。然后,在步骤 3103,颈动脉的数字图像被提供给本发明的动脉粥样斑密度测量装置。

[0216] 在步骤 3103 内,动脉粥样斑密度测量装置操作以定位超声图像内感兴趣的颈动脉或其它组织结构方面的位置(所示实施例中的动脉粥样斑)。有几种方式可以实现。一种机制是让操作员跟踪动脉粥样斑的边界。这是最简单的实现机制,因为其不要求自动的动脉粥样斑边缘确定。另一种定位动脉粥样斑的方式是使操作员规定颈动脉壁中感兴趣区域内的一个点或多个点。然后算法可从这些点向外搜索直到动脉粥样斑边界被确定。例如,一个实施例从识别的点通过从规定的点在所有方向上查找最大强度梯度而确定动脉粥样斑边界。另一种定位动脉粥样斑的方式是使操作员绕动脉粥样斑外部以一种方式规定区域或路径,该方式确保构成动脉粥样斑的每个像素完全被规定的区域包围。然后,算法通过从该边界向内搜索,查找最大强度梯度而搜索动脉粥样斑边界。

[0217] 一旦动脉粥样斑被定位,且其外部边界被确定,在步骤 3103,几个密度特征可由动脉粥样斑密度测量装置计算。这些特征包括平均密度,峰值密度,密度范围(最大密度减去最小密度),总的动脉粥样斑面积,最密区域的面积,密度柱状图,密度标准偏差或方差和,但不局限于密度质心。

[0218] 应该理解,组成超声图像的强度值是相对强度值。因此,实际像素强度值可调整为对组织密度的改变更敏感或较不敏感。根据操作员所选择的图像增益设定,即使对于同一幅图像,图像强度也可急剧改变。以该方式,有必要通过规范化收集的给定动脉粥样斑的密度信息而对这些操作员影响的像素强度尽可能地规范化。这可通过修改调整因子收集的每个密度值实现,该调整因子决定于界标的已知组织密度,对于不同患者界标都具有相对恒定的密度。一种具有已知密度的界标是内腔。测量内腔的密度就是测量在动脉中流动的血液的密度。假定对于不同患者血液密度都是恒定的。内腔的密度对图像中找到的组织密度给出较低的界限。用作组织密度上限的另一个界标是外膜。外膜倾向于是颈动脉图像中最密的组织。该密度对于不同病人也相对恒定。通过从内腔密度到外膜密度的等级上规范化动脉粥样斑密度,由操作员控制并直接影响组织密度度数的增益因子能够被规范化。

[0219] 一种用于规范化这两种已知组织密度的机理是简单的线性换算和补偿。例如,假定内腔平均密度是 10,且外膜平均密度是 170,为规范化动脉粥样斑密度,其值为 77,从而可以确定从内腔密度到外膜密度范围上的百分数密度。这可通过下面的等式计算:

[0220] 规范化组织密度 = $(77-10)/(170-10) = 0.419 = 41.9\%$

[0221] 规定规范化的组织密度为从内腔密度对外膜密度的百分数仅是一种选择。有许多其它规范化报告方法。例如,实施例可利用从内膜 / 介质密度对外膜密度的百分数。

[0222] 通过使用规范化过程,如上面所述的一个或多个过程,动脉粥样斑密度是在与仪器增益设定无关的范围上规定的。在步骤 3104,由动脉粥样斑密度测量装置确定的动脉粥样斑密度数据被提供到动脉粥样斑密度报告过程。动脉粥样斑密度报告过程以多种格式中的任何一种输出动脉粥样斑密度信息,如通过在步骤 3106 显示动脉粥样斑密度报告和 / 或在步骤 3107 报告打印动脉粥样斑密度报告。

[0223] 前述动脉粥样斑密度报告可提供易于被用户理解和解读的格式的动脉粥样斑密度信息。例如，本发明的一个实施例输出从 1 到 5 的数字，其表示给定动脉粥样斑硬度的严重程度。这五个数字 (bins) 将与五个范围的密度关联，这五个范围的密度相应于风险水平，以便风险水平可通过从与事件（心脏病发作，中风，等等）历史结合的大量人群收集动脉粥样斑密度值而确定。

[0224] 在另一个动脉粥样斑密度用法的实施例中，生成规范化动脉粥样斑值的数据库允许基于动脉粥样斑密度的风险分层，从而表征动脉粥样斑。通过使该数据库包含大量动脉粥样斑密度，这些动脉粥样斑密度来自大量和不同的与事件发生相结合的人群，然后该数据库可与个人动脉粥样斑密度测量结合使用以便筛选。

[0225] 虽然本发明和其优点已经详细说明，应该理解可不偏离附带的权利要求限定的本发明，做出不同改变，替换和变化。而且，本申请的范畴不是为了限制其中说明书中所描述的过程，机器，制造，组成，手段，方法和步骤的具体实施例。可以从公开内容，过程，机器，制造，组成，手段，方法，或步骤理解，执行与这里所描述的相应实施例基本相同的功能或实现基本相同结果的当前存在的或以后开发的过程，机器，制造，组成，手段，方法和步骤都可利用。因此，附属权利要求倾向于将这些过程，机器，制造，组成，手段，方法和步骤包括在它们的范畴内。

图1

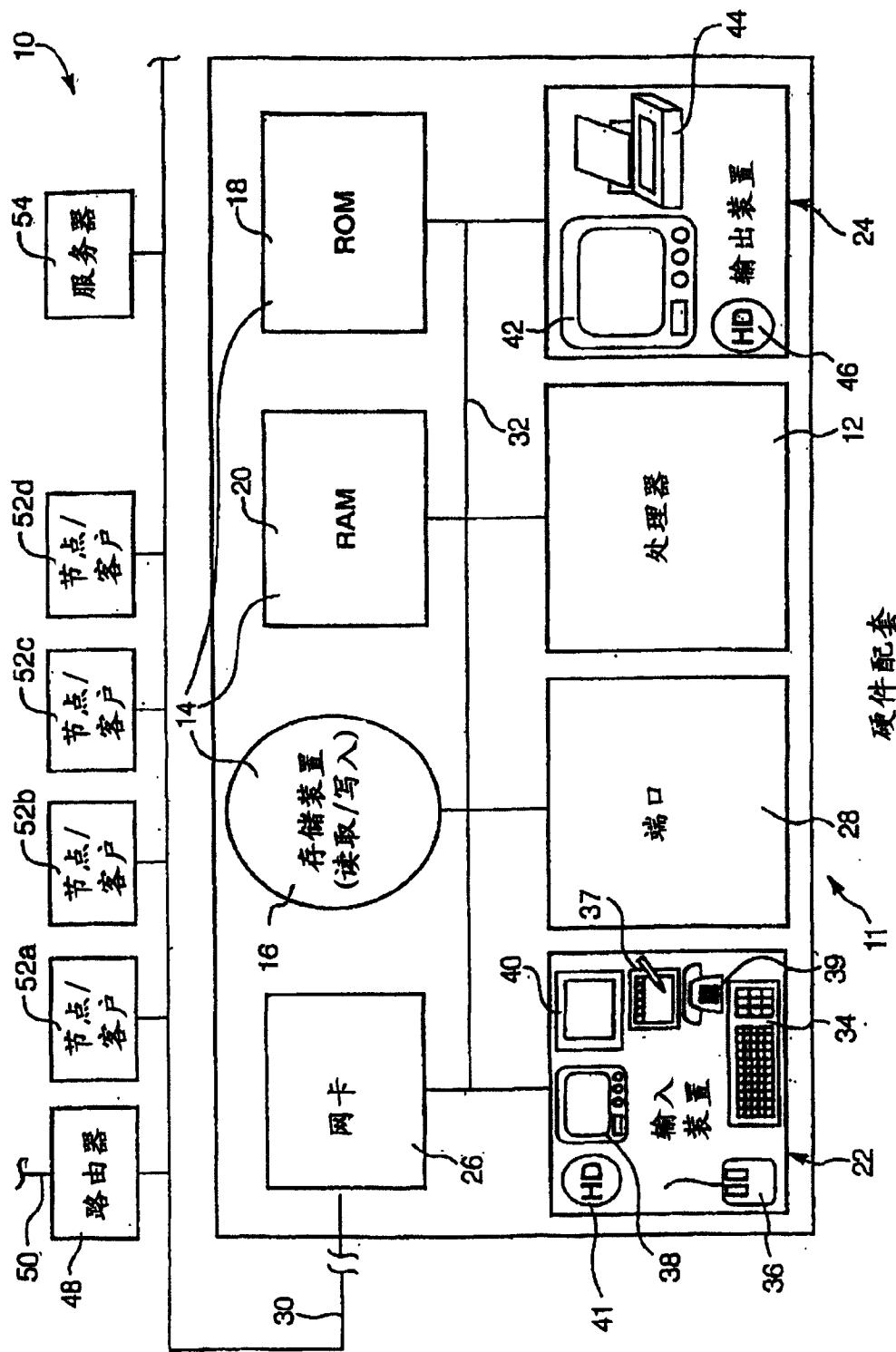


图 2

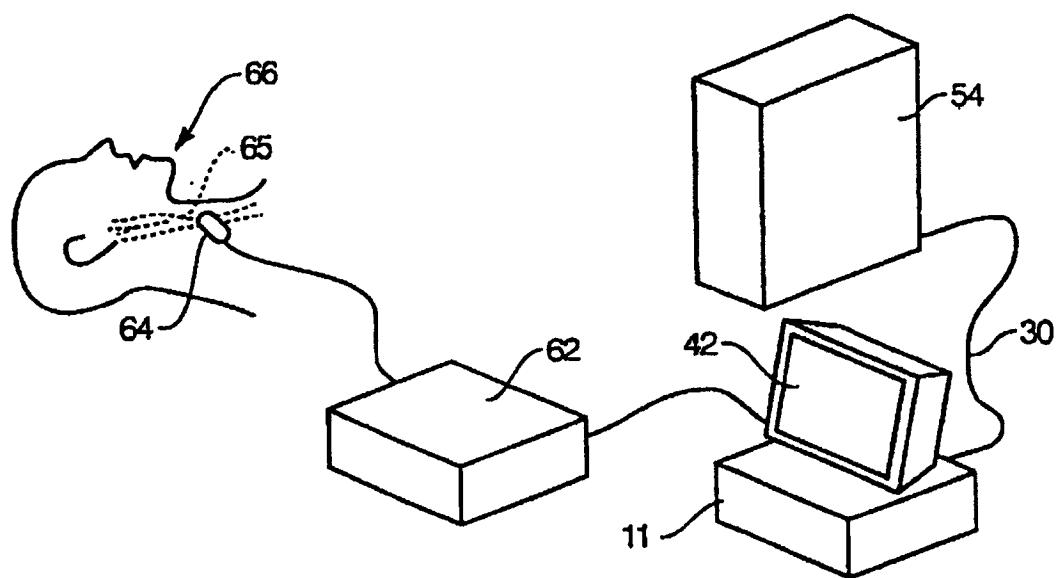


图 3

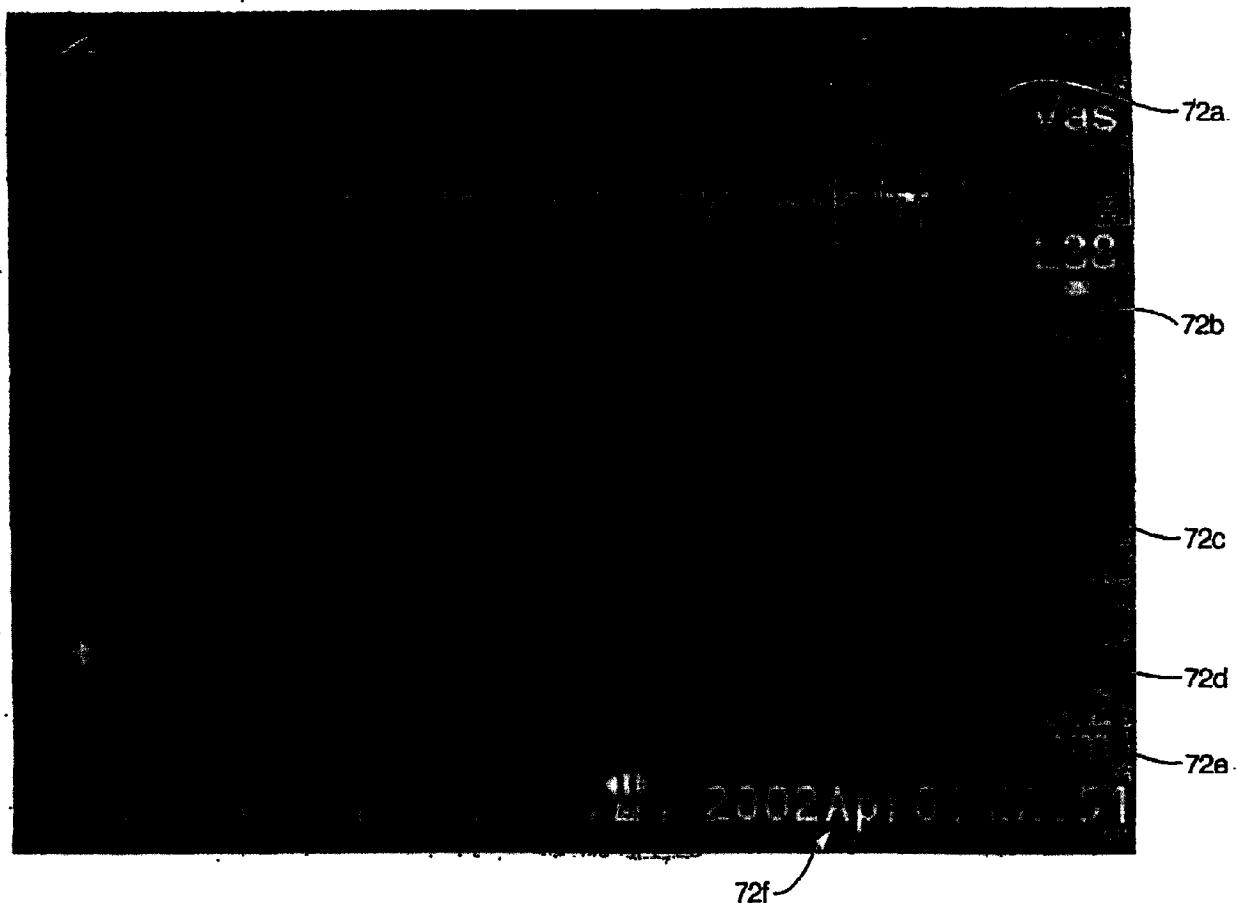


图 4

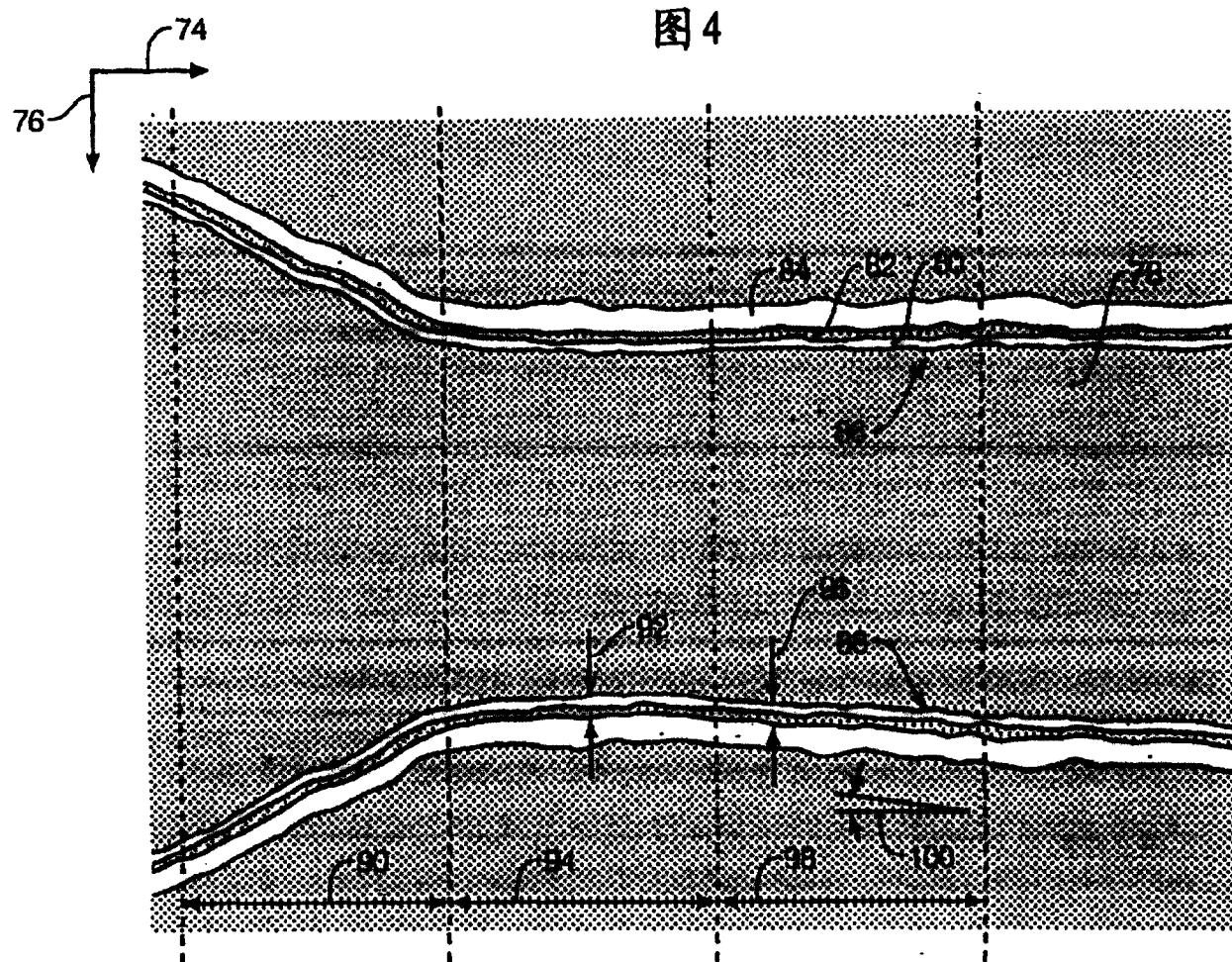


图 5

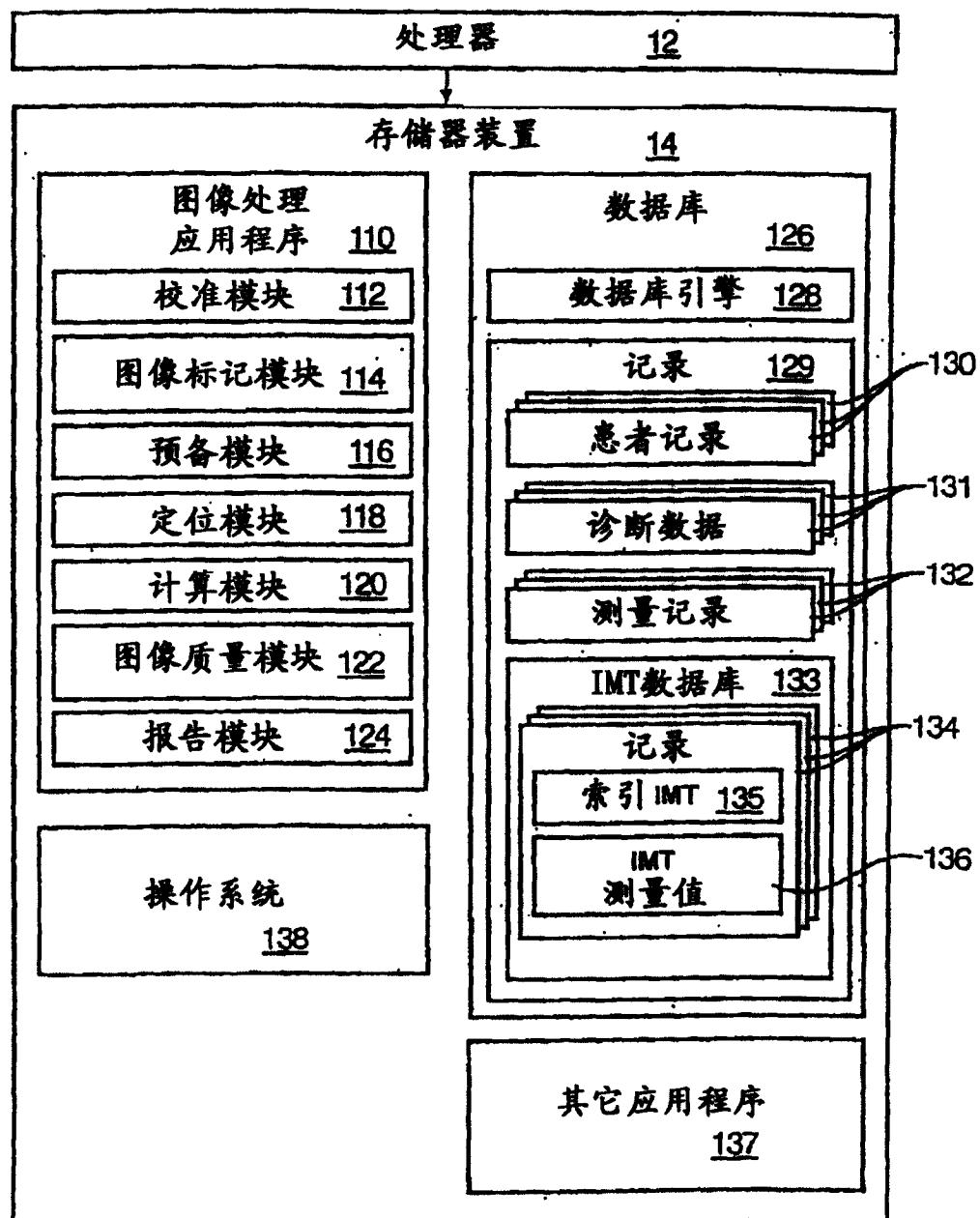


图6

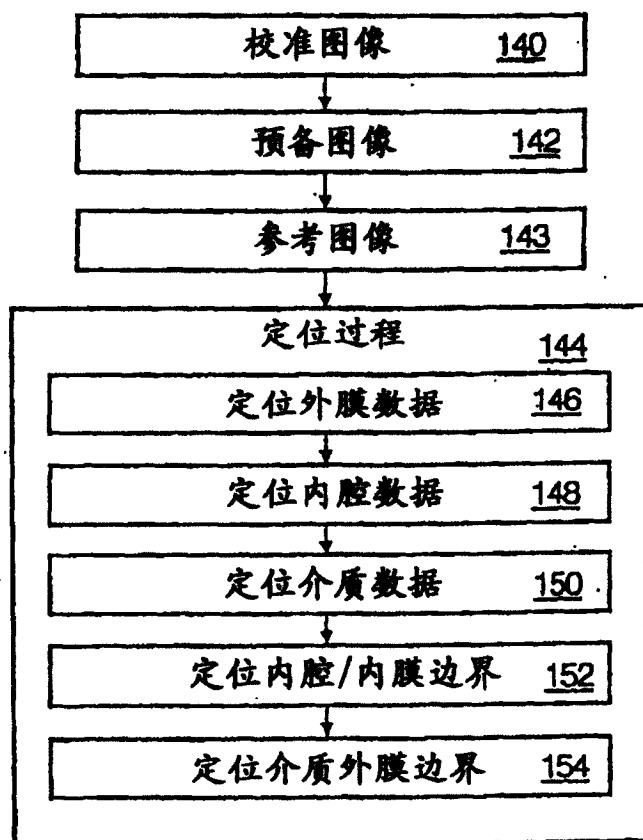


图7

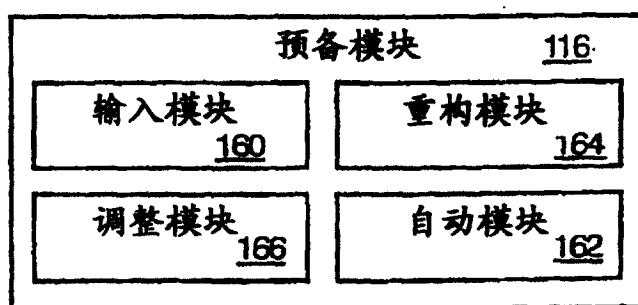


图 8

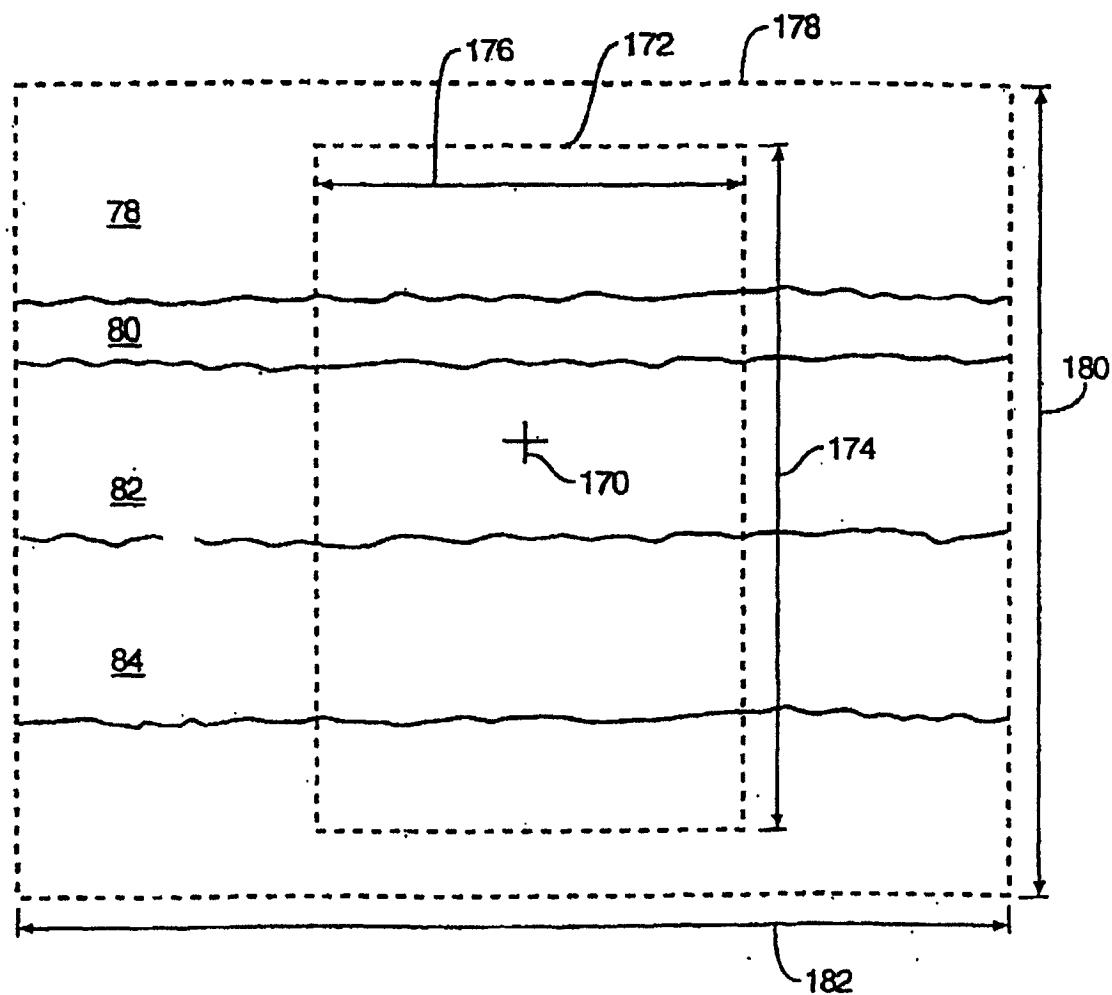


图9

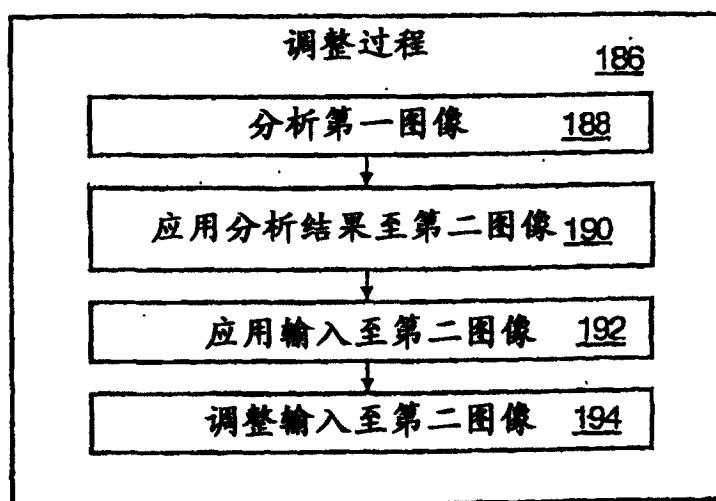


图 10

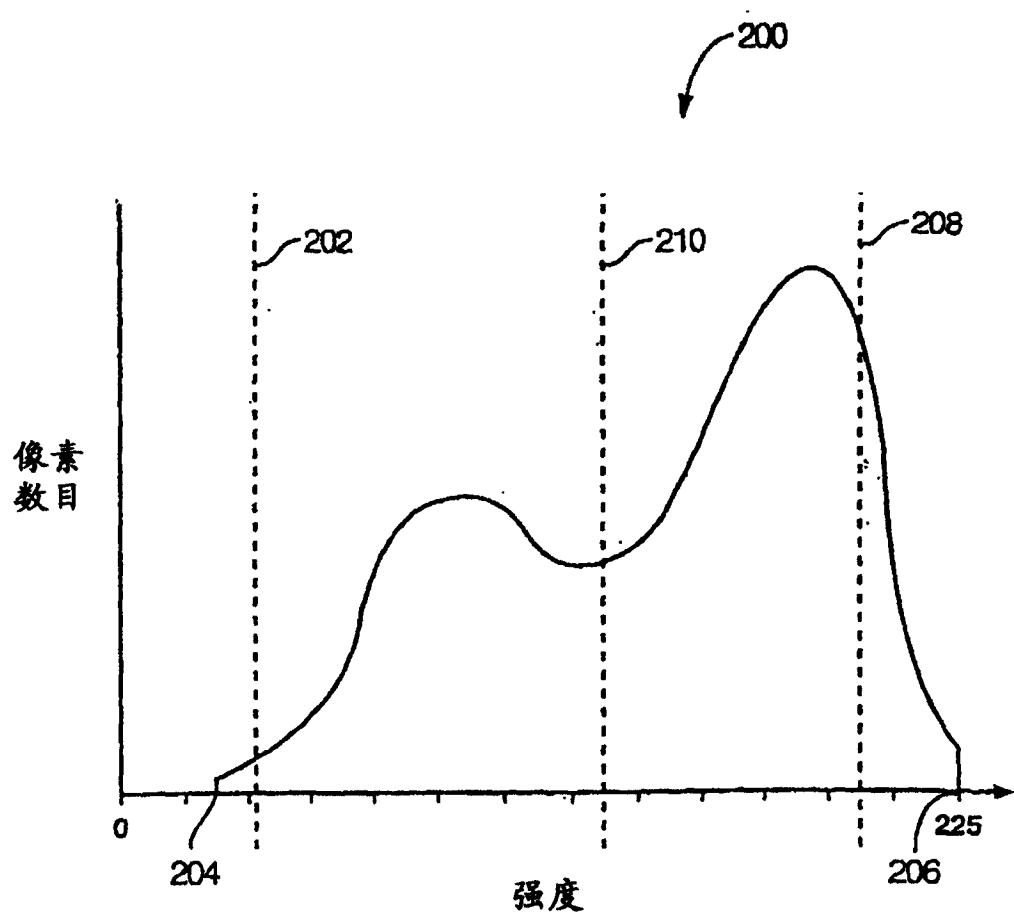


图 11

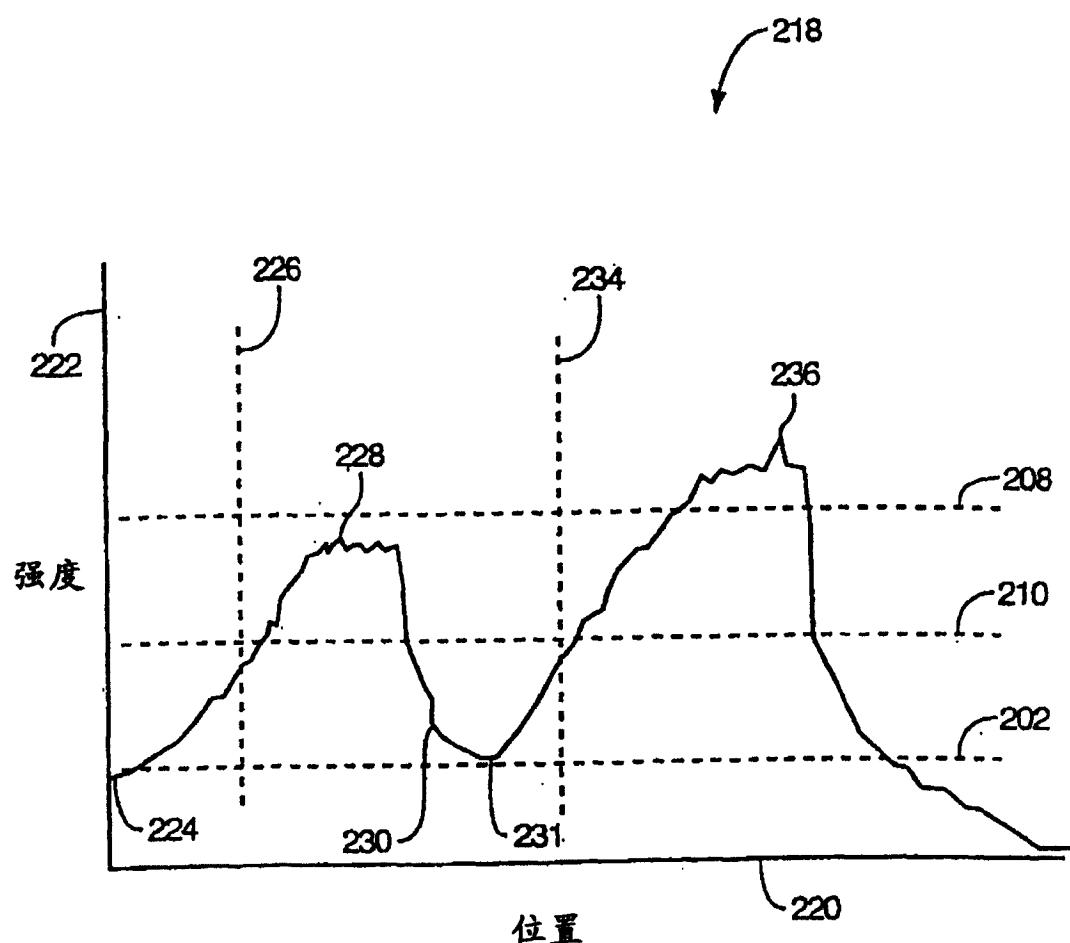


图 12

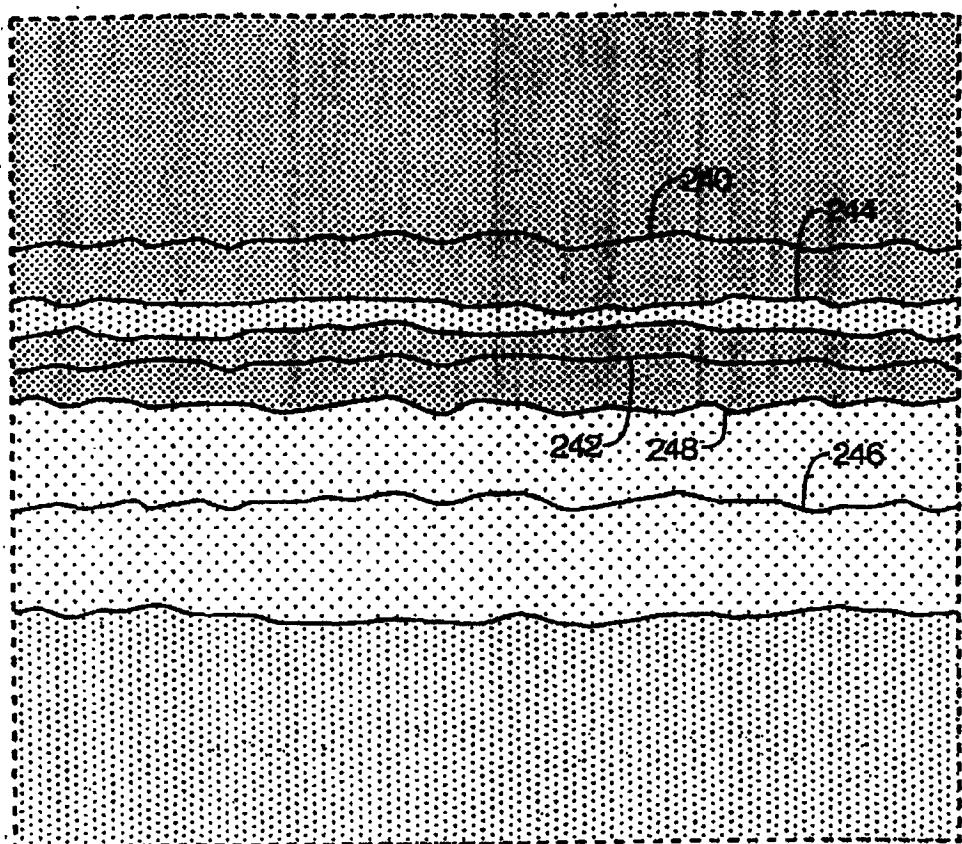


图 13

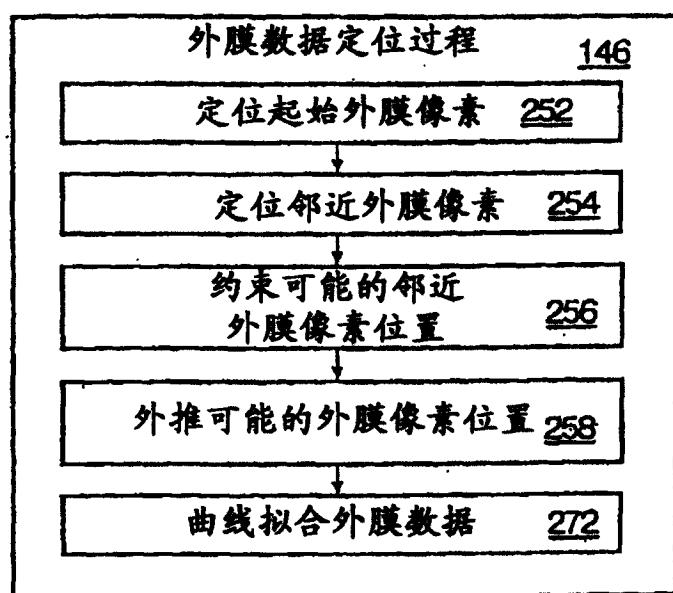


图 14

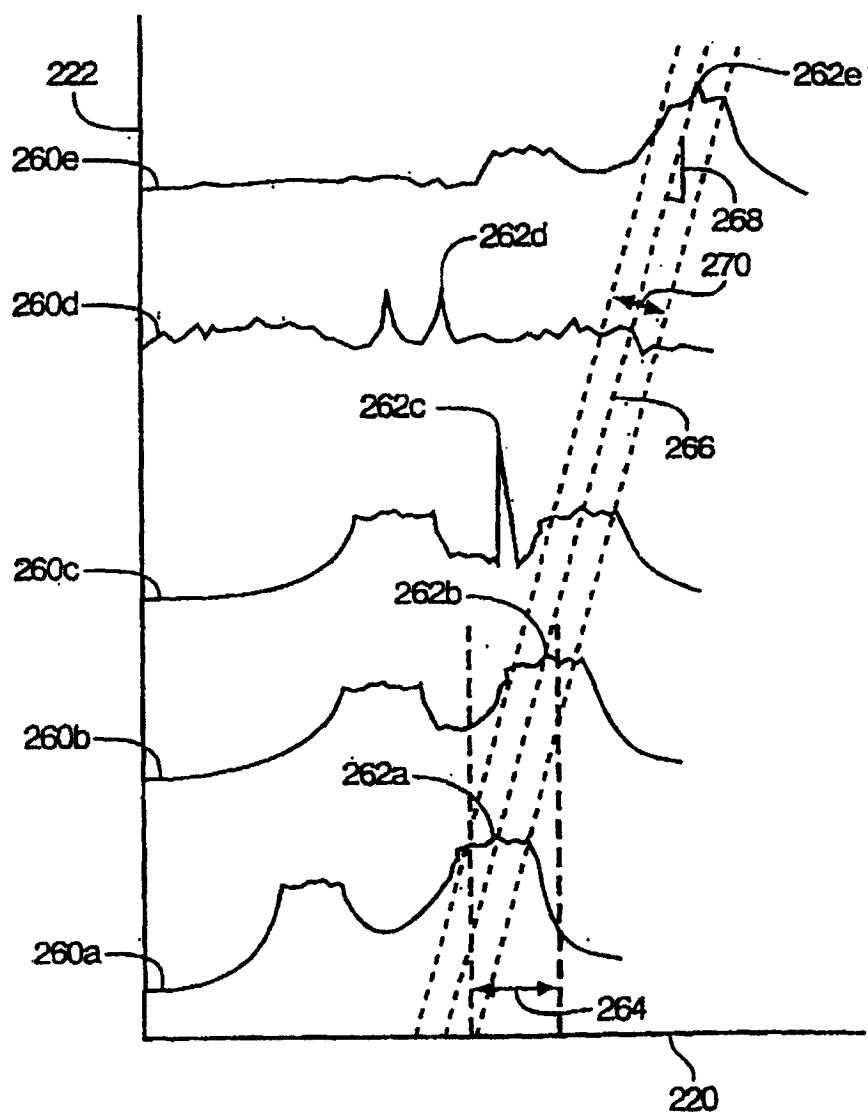


图 15

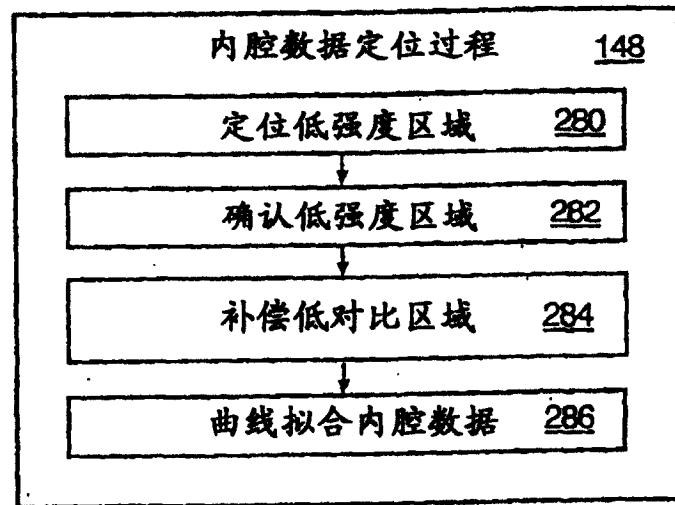


图 16

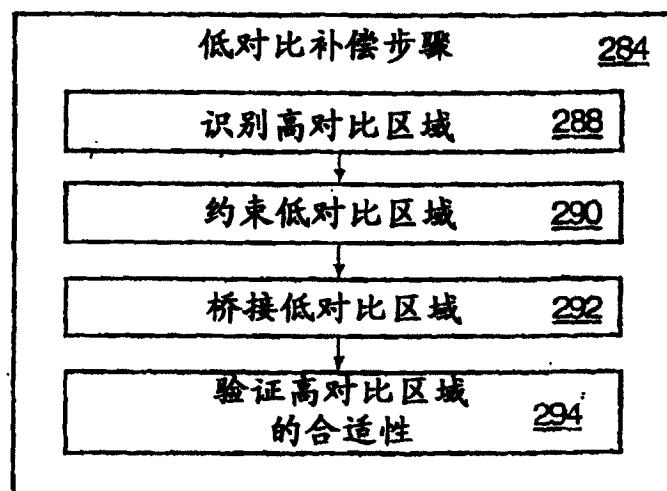


图 17

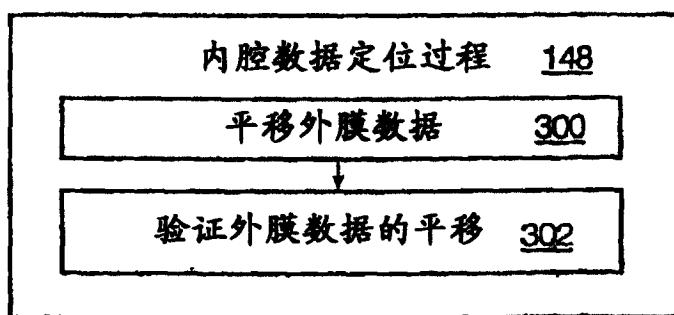


图 18

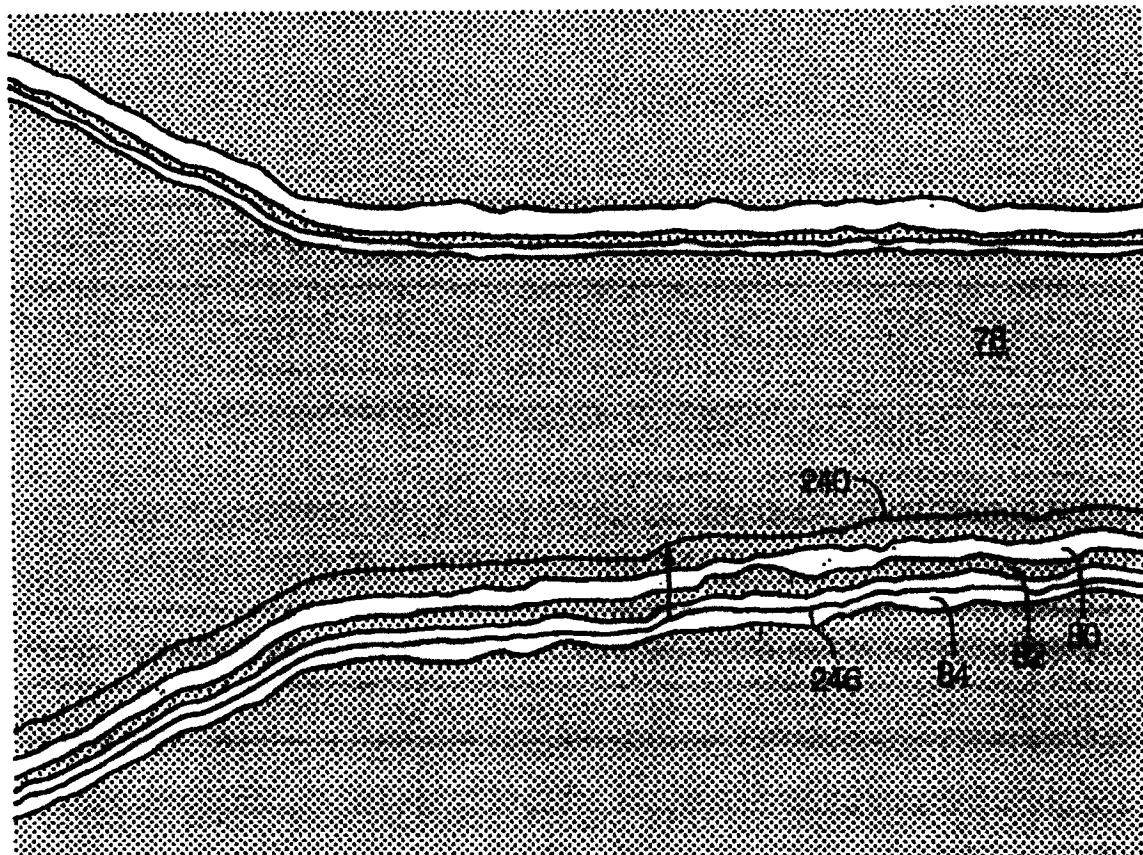


图 19

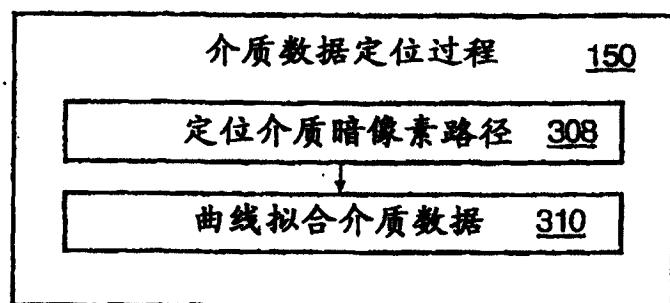


图 20

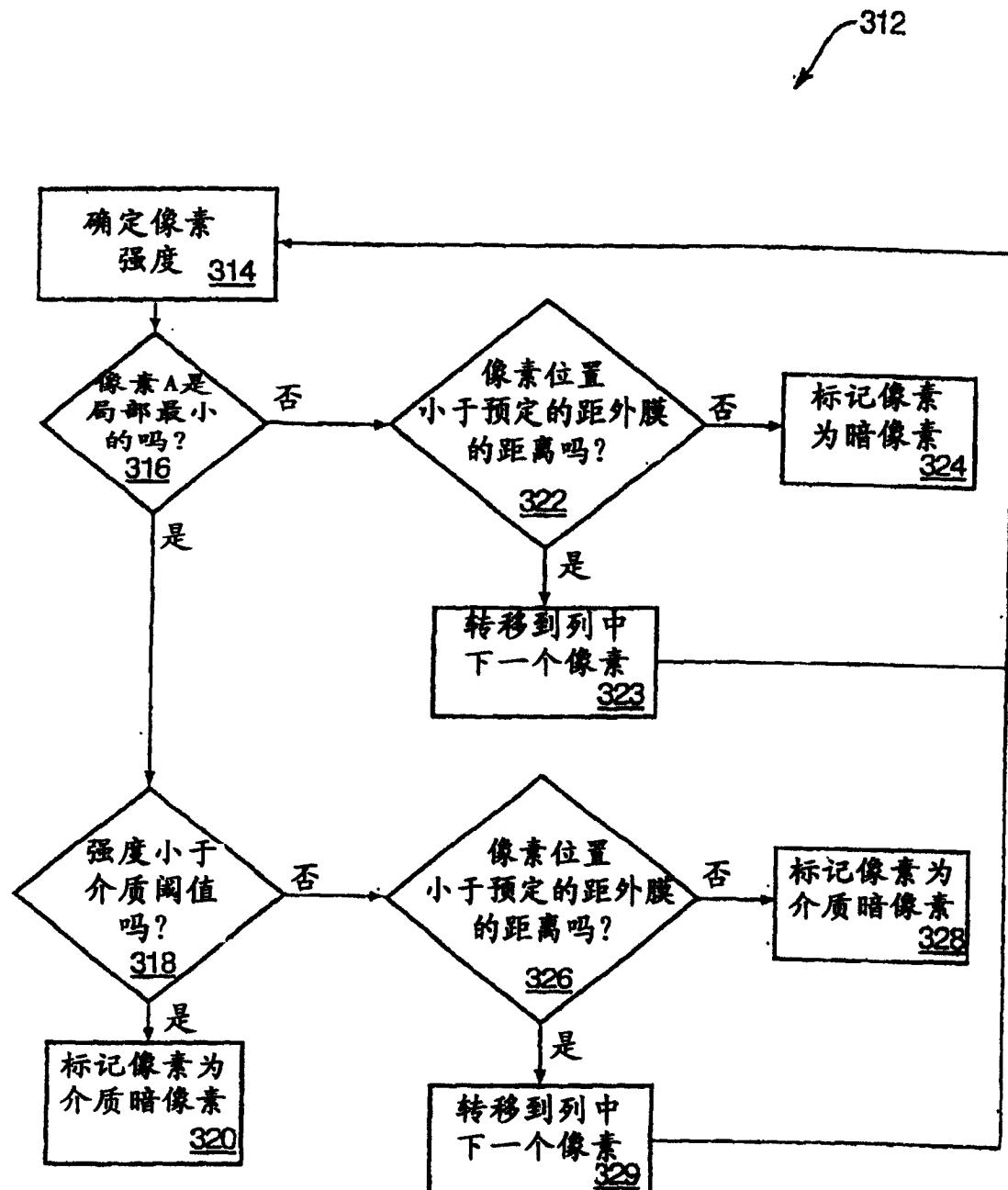


图 21

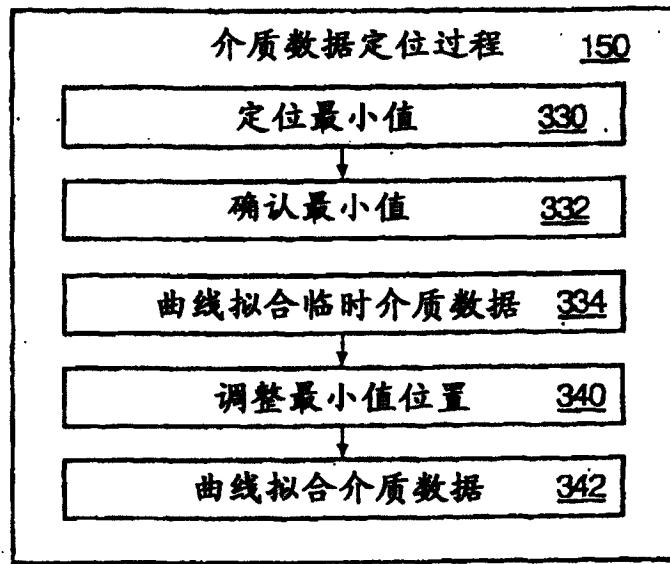


图 22

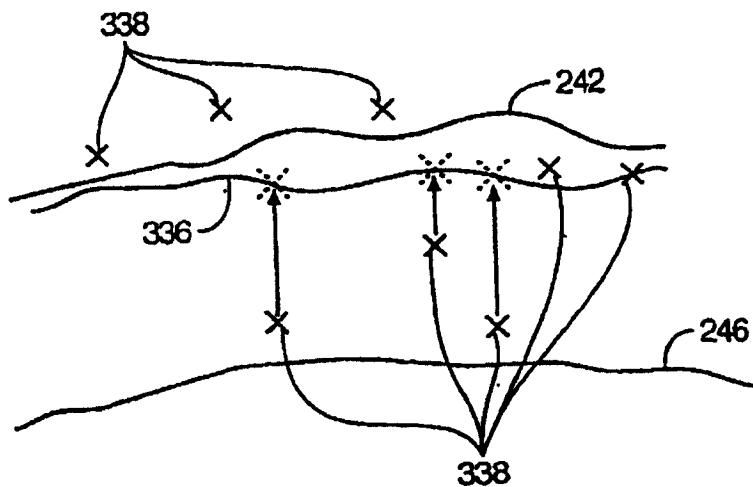


图 23

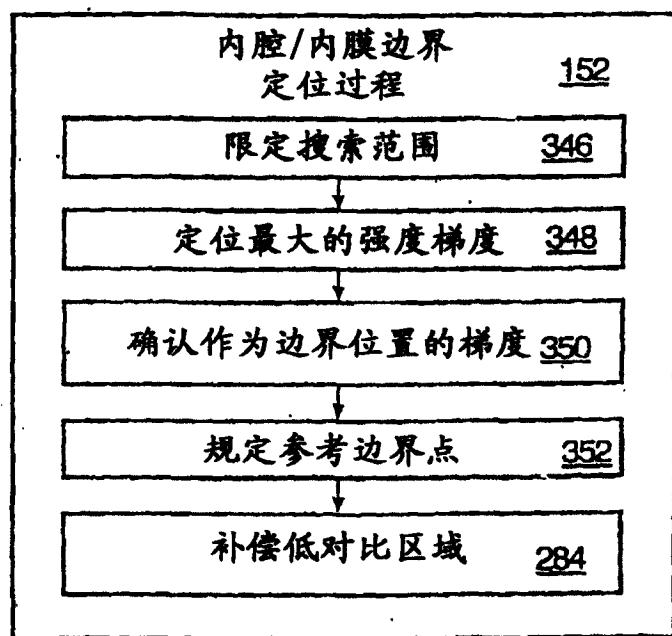


图 24

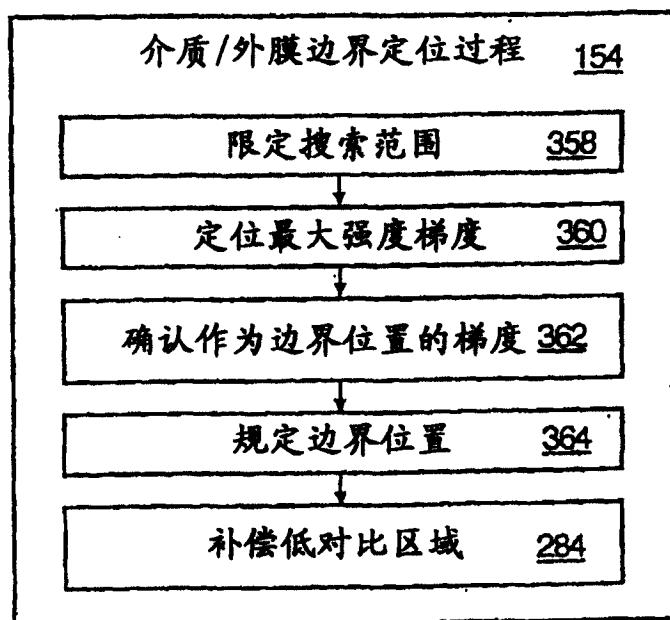


图 25

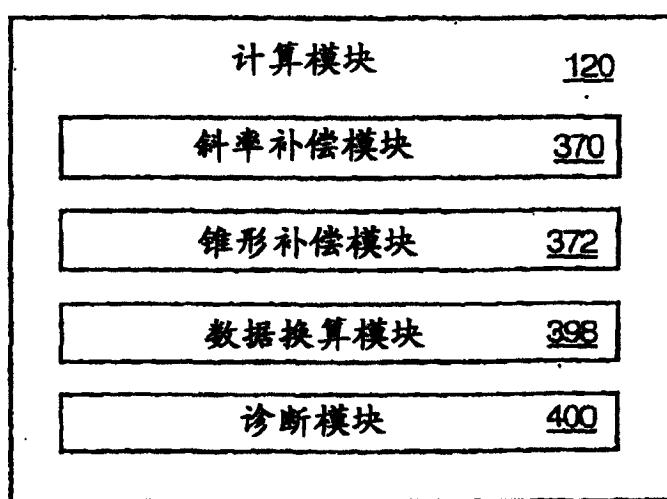


图 26

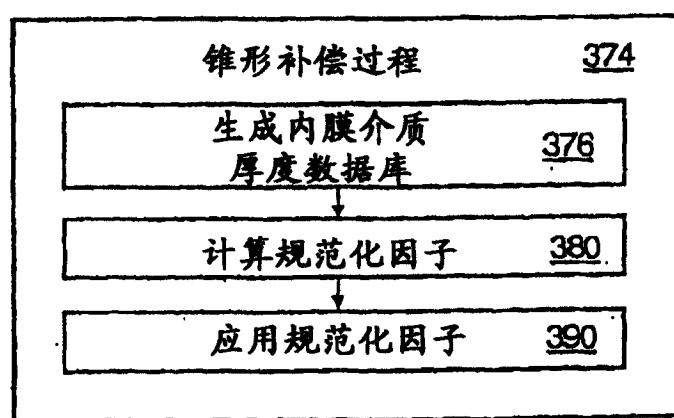


图 27

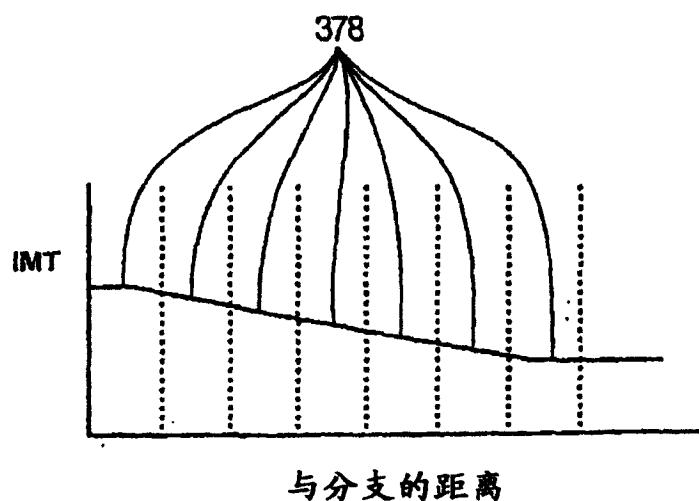


图 28

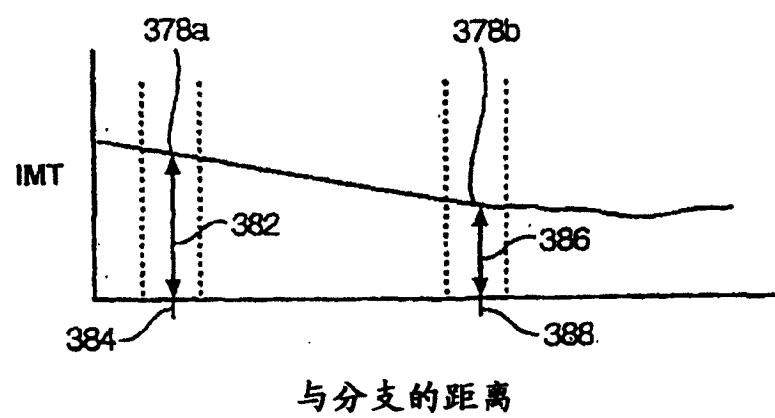


图 29

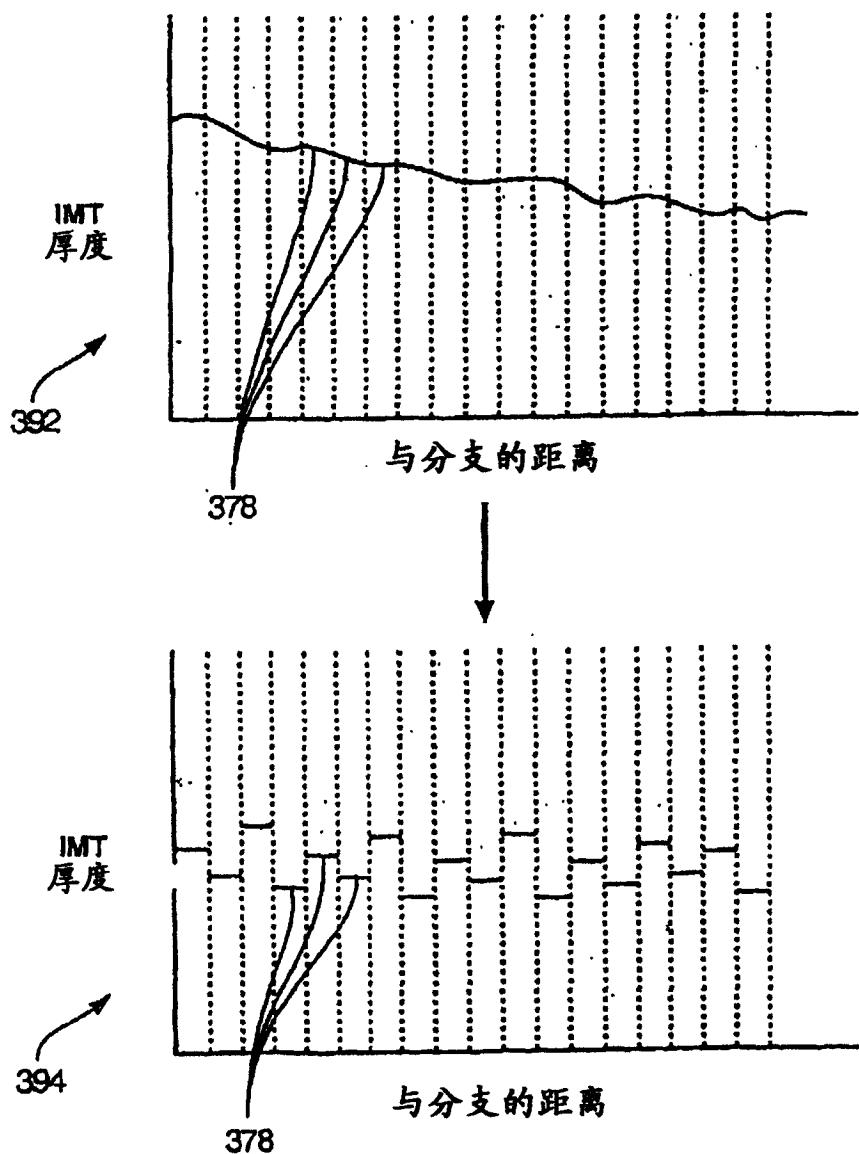


图 30

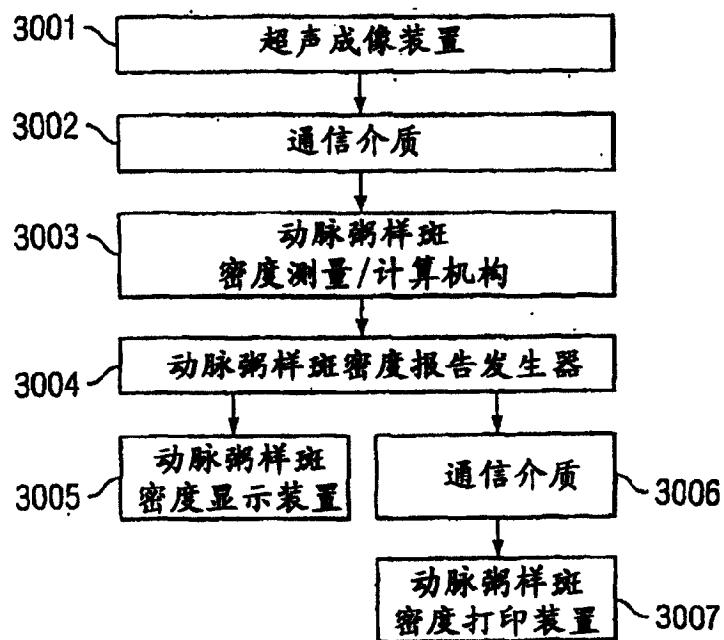
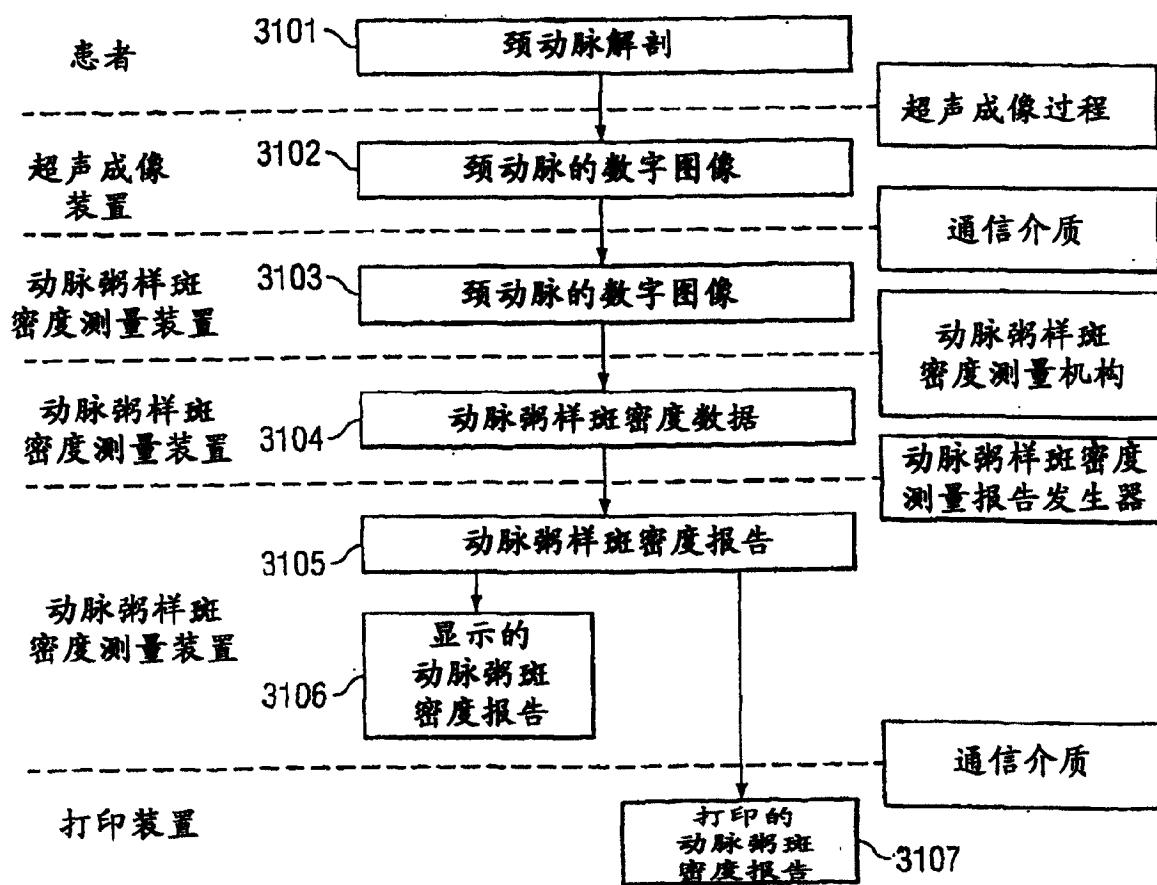


图 31



专利名称(译)	超声血管测量设备和方法		
公开(公告)号	CN1765330B	公开(公告)日	2013-01-02
申请号	CN200510116078.0	申请日	2005-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	索诺塞特公司		
申请(专利权)人(译)	索诺塞特公司		
当前申请(专利权)人(译)	索诺塞特公司		
[标]发明人	赫尔穆特·弗里茨 特里·弗里茨		
发明人	赫尔穆特·弗里茨 特里·弗里茨		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T7/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/1075 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/565 G06T7/0012 G06T7/12 G06T7/66 G06T2207/10132 G06T2207/30101		
优先权	10/975616 2004-10-28 US		
其他公开文献	CN1765330A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及超声血管测量设备和方法，是用于在图像，如超声图像内识别不同组织结构方面，如动脉壁的边界的系统和方法。可用关于识别的组织结构方面的信息做出不同的测量。例如，可进行内膜-介质厚度测量。另外地或可替换地，可表征组织结构方面，如动脉内的动脉粥样斑，如通过确定其中的密度。各种信息，如用在一个图像中组织结构方面识别的测量数据可存储并应用到后来的图像，如视频序列图像。

