



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103377475 A

(43) 申请公布日 2013. 10. 30

(21) 申请号 201210129193. 1

(22) 申请日 2012. 04. 27

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 韩晓东 刘莉 程刚 叶菁

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 周少杰

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

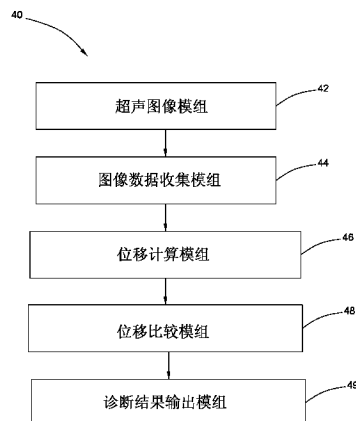
权利要求书1页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称

血管内斑块的计算机诊断系统及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种血管内斑块的计算机诊断系统,其包括超声图像模组,用于接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像;图像数据收集模组,用于收集所述若干连续的超声图像中每一个像素点的坐标信息;位移计算模组,用于对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算;及位移比较模组,用于比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。本发明还涉及一种血管内斑块的计算机诊断方法。



1. 一种血管内斑块的计算机诊断系统,其特征在于,该系统包括:
超声图像模组,用于接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像;
图像数据收集模组,用于收集所述若干连续的超声图像中每一个像素点的坐标信息;
位移计算模组,用于对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算;及
位移比较模组,用于比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。
2. 如权利要求1所述的诊断系统,其中该诊断系统还包括诊断结果输出模组,用于根据该位移比较模组比较的结果输出对侦测到的斑块的测量结果。
3. 如权利要求2所述的诊断系统,其中该测量结果包括斑块的数量、斑块中心坐标、斑块的大小。
4. 如权利要求1所述的诊断系统,其中该预设时间段为一个心搏周期。
5. 如权利要求1所述的诊断系统,其中该位移比较模组产生的比较结果通过不同的灰度值进行比较。
6. 如权利要求1所述的诊断系统,其中每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和通过最大概似算法得出。
7. 一种血管内斑块的计算机诊断方法,其特征在于,该方法包括:
接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像;
收集所述若干连续的超声图像中每一个像素点的坐标信息;
对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算;及
比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。
8. 如权利要求7所述的诊断方法,其中诊断方法还包括:
根据该比较的结果输出对侦测到的斑块的测量结果。
9. 如权利要求7所述的诊断方法,其中步骤“比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和”包括:通过不同的灰度值进行比较。
10. 如权利要求7所述的诊断方法,其中步骤“对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算”包括:通过最大概似算法得出每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。

血管内斑块的计算机诊断系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种计算机诊断系统及方法,特别涉及一种用于侦测及测量如颈动脉血管内斑块的计算机诊断系统及方法。

背景技术

[0002] 通过超声诊断方式对颈动脉血管进行超声扫描,判断血管内壁上是否存在斑块,由此可初步诊断出病人患有心脑血管疾病的风险等级。传统上对颈动脉血管进行超声扫描的方式可包括 B 模式超声诊断方式及多普勒超声诊断方式等。

[0003] 但是,对于 B 模式超声诊断方式来说,由于血管内壁组织与斑块组织在感应回声强度(echo intensity)上的差异性非常小,因此有时候通过人眼观测超声图像会发生误判的情况。例如,图 1 所示为通过 B 模式超声诊断方式对一动脉 10 在纵向及横向上的超声图像(左侧为纵向,右侧为横向)。图中标号 12 为动脉 10 内部的一个斑块 12,由于斑块 12 与其周围的血管内壁在感应回声强度上的差异不大,故两者在超声图像中的区别不是很明显,可能只有非常有经验的医生才能判断出来,故通过 B 模式超声诊断方式进行血管内斑块的诊断不是很精确,存在人为的主观判断,并且需要人眼观测,费时费力。

[0004] 另外,对于多普勒超声诊断方式来说,若血管内存在正性重构(Positive Remodeling)或负性重构(Negative Remodeling)时,可能会对斑块的大小作出错误的判断。例如,图 2 所示为血管 20 内存在正性重构时的超声图像,所谓正性重构是指血管壁 22 在斑块病变处表现为扩张。具体地,斑块 24 的实际大小为框 26 所包含的区域,但由于病变处出现了扩张,则斑块 24 的诊断结果就变成了框 25 所包含的区域,明显小于实际的大小,若在斑块 24 形成的初期,则很难判断出血管壁 22 外围的斑块,容易造成了误诊。图 3 所示为血管 30 内存在负性重构时的超声图像,所谓负性重构是指血管壁 32 在斑块病变处表现为狭窄。具体地,斑块 34 的实际大小为框 36 所包含的区域,但由于病变处出现了狭窄,则斑块 34 的诊断结果就变成了框 35 所包含的区域,明显大于实际的大小,诊断结果也不准确。由此可见,多普勒超声诊断方式在诊断斑块时也会出现误判的情况。

[0005] 所以,需要提供一种新的用于侦测及测量血管内斑块的计算机诊断系统及方法来解决至少上述问题。

发明内容

[0006] 现在归纳本发明的一个或多个方面以便于本发明的基本理解,其中该归纳并不是本发明的扩展性纵览,且并非旨在标识本发明的某些要素,也并非旨在划出其范围。相反,该归纳的主要目的是在下文呈现更详细的描述之前用简化形式呈现本发明的一些概念。

[0007] 本发明的一个方面在于提供一种血管内斑块的计算机诊断系统。该诊断系统包括:

[0008] 超声图像模组,用于接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像;

[0009] 图像数据收集模组,用于收集所述若干连续的超声图像中每一个像素点的坐标信息;

[0010] 位移计算模组,用于对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算;及

[0011] 位移比较模组,用于比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。

[0012] 本发明的另一个方面在于提供一种血管内斑块的计算机诊断方法。该诊断方法包括:

[0013] 接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像;

[0014] 收集所述若干连续的超声图像中每一个像素点的坐标信息;

[0015] 对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算;及

[0016] 比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。

[0017] 相较于现有技术,本发明血管内斑块的计算机诊断系统及方法通过比较位于斑块与血管壁上的像素点在若干连续的超声图像上的位移绝对值的和之间的明显区别来判断斑块的位置,可提高诊断的准确度。另外,由于诊断的过程是通过计算机程序来实现的,因而保证了诊断结果的客观性,降低了误判,并且可大大提供效率。

附图说明

[0018] 通过结合附图对于本发明的实施方式进行了描述,可以更好地理解本发明,在附图中:

[0019] 图1为通过B模式超声诊断方式对一动脉在纵向及横向上的超声图像。

[0020] 图2为血管内存在正性重构时的多普勒超声图像。

[0021] 图3为血管内存在负性重构时的多普勒超声图像。

[0022] 图4为本发明血管内斑块的计算机诊断系统的较佳实施方式的框图。

[0023] 图5A-5C为在一预设时间段内对具有斑块的血管拍摄的三个连续的纵向横截面的超声图像。

[0024] 图6为图5A-5C中预设区域内每一个像素点位移总和的比较图。

[0025] 图7为一具有斑块的血管拍摄的三维超声图像的示意图。

具体实施方式

[0026] 以下将描述本发明的具体实施方式,需要指出的是,在这些实施方式的具体描述过程中,为了进行简明扼要的描述,本说明书不可能对实际的实施方式的所有特征均作详尽的描述。应当可以理解的是,在任意一种实施方式的实际实施过程中,正如在任意一个工程项目或者设计项目的过程中,为了实现开发者的具体目标,为了满足系统相关的或者商业相关的限制,常常会做出各种各样的具体决策,而这也会从一种实施方式到另一种实施方式之间发生改变。此外,还可以理解的是,虽然这种开发过程中所作出的努力可能是复杂并且冗长的,然而对于与本发明公开的内容相关的本领域的普通技术人员而言,在本公开揭露的技术内容的基础上进行的一些设计,制造或者生产等变更只是常规的技术手段,不

应当理解为本公开的内容不充分。

[0027] 除非另作定义,权利要求书和说明书中使用的技术术语或者科学术语应当为本发明所属技术领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本发明专利申请说明书以及权利要求书中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。“一个”或者“一”等类似词语并不表示数量限制,而是表示存在至少一个。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现在“包括”或者“包含”前面的元件或者物件涵盖出现在“包括”或者“包含”后面列举的元件或者物件及其等同元件,并不排除其他元件或者物件。“连接”或者“相连”等类似的词语并非限于物理的或者机械的连接,而是可以包括电气的连接,不管是直接的还是间接的。

[0028] 请参考图 4,为本发明血管内斑块的计算机诊断系统 40 的较佳实施方式的框图。与传统的诊断方法相比,本发明计算机诊断系统 40 通过在一预设时间段内比较若干连续超声图像内像素点的位移总和来侦测血管内壁上是否存在斑块,并可自动测量斑块的尺寸。在非限定的实施方式中,该计算机诊断系统 40 通过 B 模式超声技术获取超声图像,当然也可以通过其他类型的超声技术获取超声图像,由于获取超声图像的技术已经很成熟,这里不再具体说明。

[0029] 在图 4 的实施方式中,该计算机诊断系统 40 包括一个超声图像模组 42、一个图像数据收集模组 44、一个位移计算模组 46、一个位移比较模组 48 及一个诊断结果输出模组 49。图 4 所示的各个功能模组单元可以通过硬件的形式来实现,也可以通过软件的形式来实现,或者通过硬件结合软件的形式来实现。例如,该计算机诊断系统 40 有一个计算机及与该计算机相连的 B 模式超声设备组成,该 B 模式超声设备用于获取超声图像,而该计算机则用于执行上述各个模组的功能。其他实施方式中,也可使用具有相似功能的设备来实现。

[0030] 该超声图像模组 42 用于接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像。该感兴趣的区域可以根据需要进行选取,例如颈动脉上的一段血管。该预设时间段也可根据需要进行设定,例如一个心搏周期 (heart beating cycle time)。该若干连续的超声图像的数量也可根据需要进行设定,例如每隔 0.02 秒拍摄一个超声图像,则超声图像的总数量等于预设时间除以 0.02 秒,通常来说,超声图像的总数量越多,侦测及测量的结果就越趋于准确,消除噪声干扰的能力就越强。

[0031] 请共同参考图 5A、图 5B、图 5C,为在一预设时间段内对在血管壁 53 上具有斑块 55 的血管 50 拍摄的三个连续的纵向横截面的超声图像 52、54 及 56。这里仅以三个超声图像为例加以说明,实际上超声图像的数量会很多,如 50 个。另外,图中仅以纵向的超声图像为例加以说明,而对于横向的超声图像也可应用相似的方法进行诊断,这里不再赘述。

[0032] 该图像数据收集模组 44 用于收集上述超声图像图 5A、图 5B、图 5C 中每一个像素点的坐标信息,以被后续处理之用。为了方便解释处理过程,图 5A、图 5B、图 5C 中标记了六个像素点 A1、B1、C1、D1、E1、F1。其中,像素点 A1、B1、C1 位于斑块 55 上,而像素点 D1、E1、F1 则位于斑块 55 附近的血管壁 53 上。这六个像素点 A1、B1、C1、D1、E1、F1 的坐标信息可收集于数据库中,如一个随机存储设备中。其他实施方式中,该图像数据收集模组 44 也可根据需要进行选择性地选取若干感兴趣的像素点的坐标信息,而不必选取所有的像素点的坐标信息,这样可以减少计算量,提高效率。

[0033] 该位移计算模组 46 用于对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移

的绝对值进行求和计算。例如,假设该像素点 A1 在该两个连续超声图像 52 和 54 上产生的位移的绝对值为 S1,而在该两个连续超声图像 54 和 56 上产生的位移的绝对值为 S2,则该像素点 A1 在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的总和等于 $S1+S2$ 。同理,假设该像素点 F1 在该两个连续超声图像 52 和 54 上产生的位移的绝对值为 L1,而在该两个连续超声图像 54 和 56 上产生的位移的绝对值为 L2,则该像素点 F1 在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的总和等于 $L1+L2$ 。同理,假设该像素点 B1 在该两个连续超声图像 52 和 54 上产生的位移的绝对值为 M1,而在该两个连续超声图像 54 和 56 上产生的位移的绝对值为 M2,则该像素点 B1 在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的总和等于 $M1+M2$ 。其他的像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的总和也同样根据上述方法计算,此处不再赘述。

[0034] 在非限定的实施方式中,每一个像素点的总位移可通过最大似算法(maximum likelihood algorithm)得出,例如位移绝对值的和 S 的计算公式可以为,其中 n 为连续超声图像的总数量, $D(i, i+1)$ 为对应像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值。其他实施方式中,每一个像素点的总位移也可通过其他算法计算得出,例如斑点追踪算法(speckle tracking algorithm)和归一化相关匹配算法(normalized cross-correlation algorithm)等。本发明由于通过对像素点在很多个连续的超声图像中的位移总和的参数进行分析,故可降低位移追踪中产生的噪声扰动,可提高精确度。

[0035] 该位移比较模组 48 用于比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和,例如,像素点 A1 的位移的绝对值的和 $S1+S2$ 、像素点 F1 的位移的绝对值的和 $L1+L2$ 、像素点 B1 的位移的绝对值的和 $M1+M2$ 。由于血管壁组织与斑块组织在结构性质上具有明显的差异,则位于斑块上的某一个像素点的位移的绝对值的总和与位于血管壁上的某一个像素点的位移的绝对值的总和之间相差明显,且选取的连续超声图像的数量越多相差越明显。而位于斑块上的各个像素点的位移的绝对值的总和则不明显,及位于血管壁上的各个像素点的位移的绝对值的总和则不明显。例如,像素点 A1 的位移的绝对值的和 $S1+S2$ 与像素点 F1 的位移的绝对值的和 $L1+L2$ 之间相差较大,而像素点 A1 的位移的绝对值的和 $S1+S2$ 与像素点 B1 的位移的绝对值的和 $M1+M2$ 之间相差较小,本发明则利用此一特性来区别血管壁与斑块。通常来说斑块组织相较血管壁组织来说较柔软,即斑块组织位移的幅度较大,如果第一像素点位移的绝对值的和明显大于第二像素点位移的绝对值的和,则可判断该第一像素点位于斑块上,如此即可确定斑块的位置,并可进一步计算出斑块的大小。

[0036] 请继续参考图 6,为图 5A-5C 中预设区域 57 内每一个像素点位移总和的比较图。在图 6 中,每一个像素点位移总和均与比较图中的灰度成正比,即位移总和越大,则灰度值越大。例如,像素点 A1、B1、C1 对应的灰度明显要比像素点 D1、E1、F1 对应的灰度要深,如此根据该比较图可初步判断出斑块 55 及血管壁 53 的位置,非常方便且准确度高。其中,该预设区域 57 可以调整,例如选取整个超声图像 52 作为预设区域,以侦测整个血管上的斑块情况。在其他实施方式中,每一个像素点位移总和也可通过其他形式进行对比显示,例如通过颜色的深浅或其他统计学图形方式,以明显区别斑块与血管壁各自对应的像素点。

[0037] 该诊断结果输出模组 49 用于根据该位移比较模组 48 比较的结果输出对侦测到的斑块的测量结果。下表给出一个参考的比较结果的例子,实际中比较的结果并不限于此。

[0038]

斑块编号	1	2
中心坐标	x1, y1, z1	x2, y2, z2
大小	0.05mm ²	0.02mm ²

[0039] 在上表中,给出了侦测到的斑块的若干测量结果信息,例如斑块的数量、斑块中心坐标、斑块的大小,由于该位移比较模組 48 确定了斑块与血管壁各自对应的像素点的位置,故可通过合适的算法即可确定上述测量结果,这里不再详细说明。由于此测量结果可通过计算机算法自动的产生,而非由医生通过读片来进行判断,故可大大提高效率,并可避免因主观原因造成的误判,当然,医生也可根据需要仅通过如图 6 的比较图来进行诊断。

[0040] 请参考图 7,为一具有斑块 74 的血管 72 拍摄的三维超声图像 70 的示意图。与诊断二维超声图像相似,本发明计算机诊断系统及对应的方法同样可侦测及测量三维超声图像中血管内的斑块。与诊断二维超声图像的区别在于,需要对血管 72 的三维空间上的每一个像素点的位移的绝对值进行获取,然后再根据同样的方法判断哪些像素点位于斑块上、哪些像素点位于血管壁上,判断之后通过合适的算法即可得出如上表所示的测量结果信息。

[0041] 虽然结合特定的实施方式对本发明进行了说明,但本领域的技术人员可以理解,对本发明可以作出许多修改和变型。因此,要认识到,权利要求书的意图在于覆盖在本发明真正构思和范围内的所有这些修改和变型。

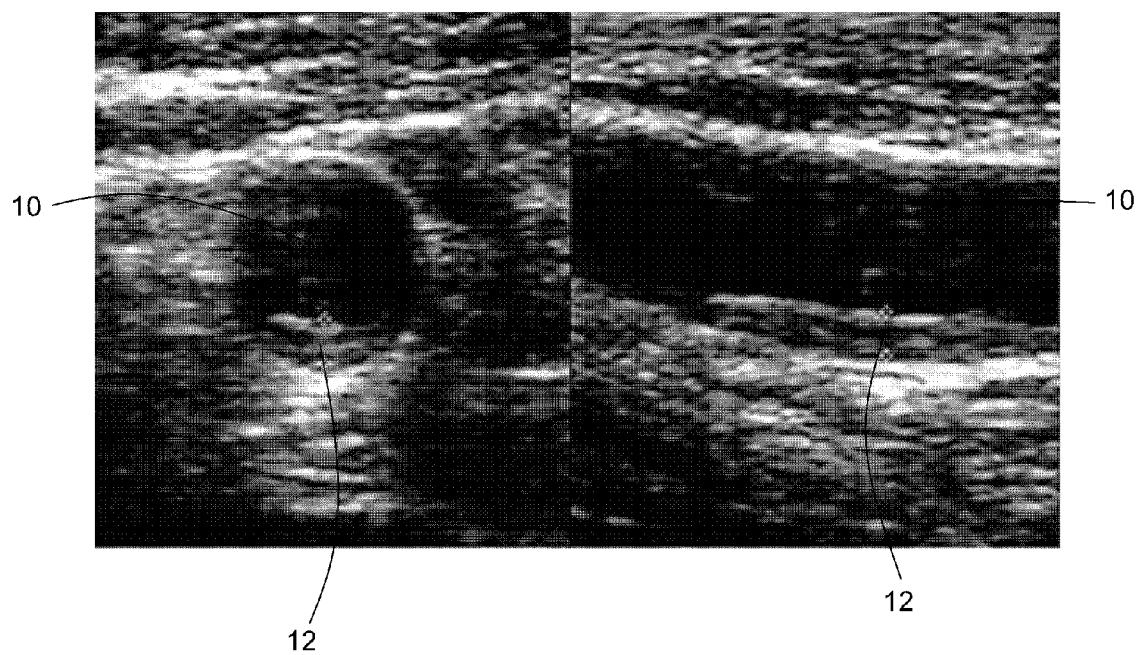


图 1

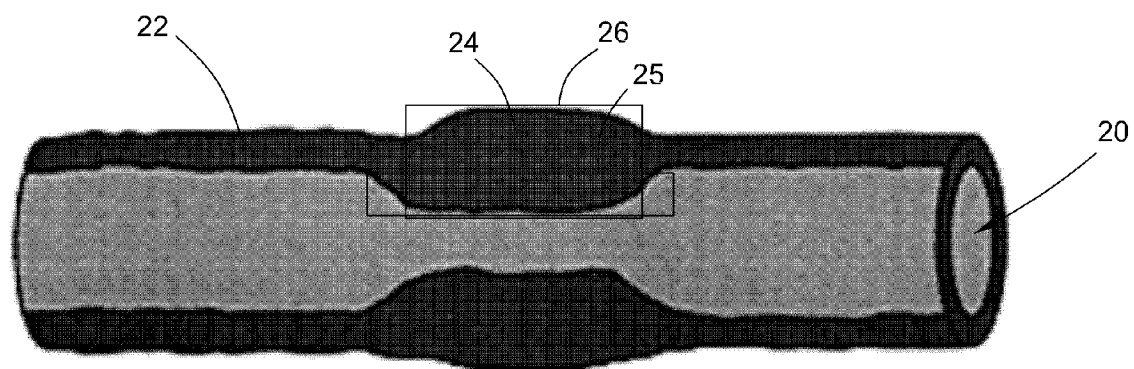


图 2

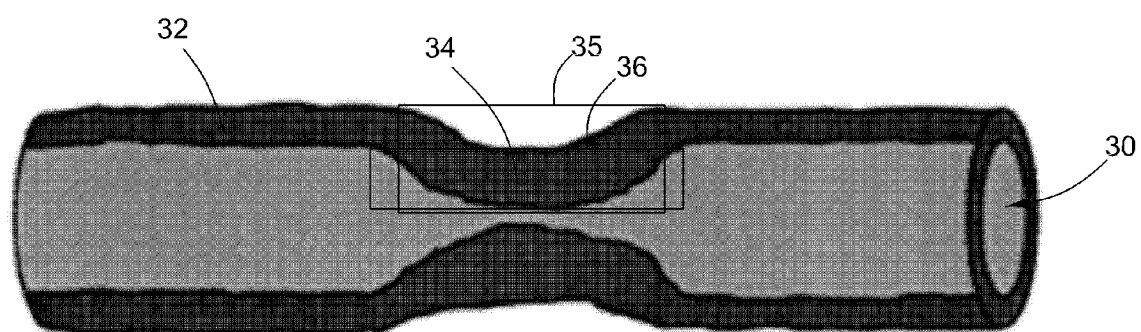


图 3

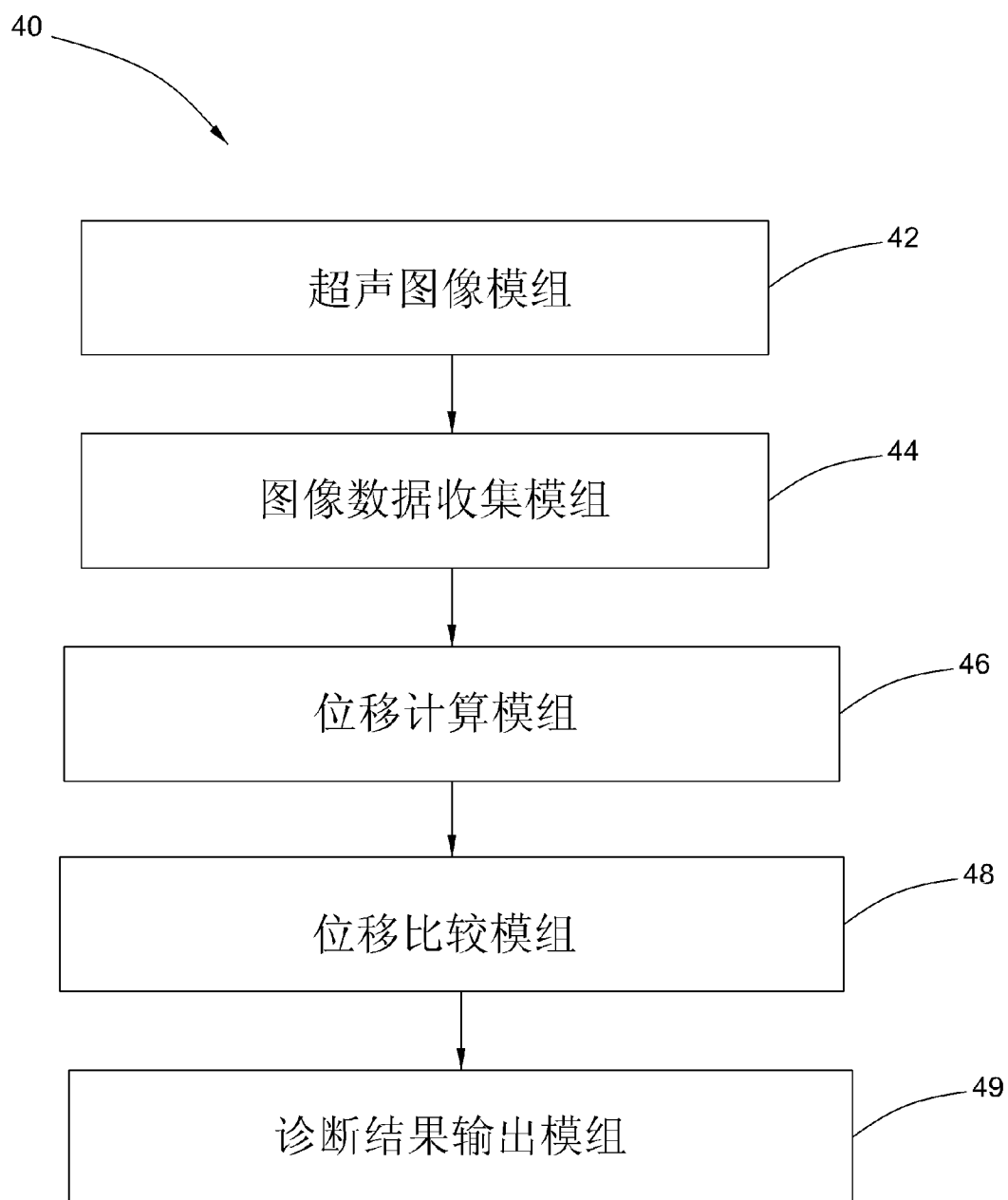


图 4

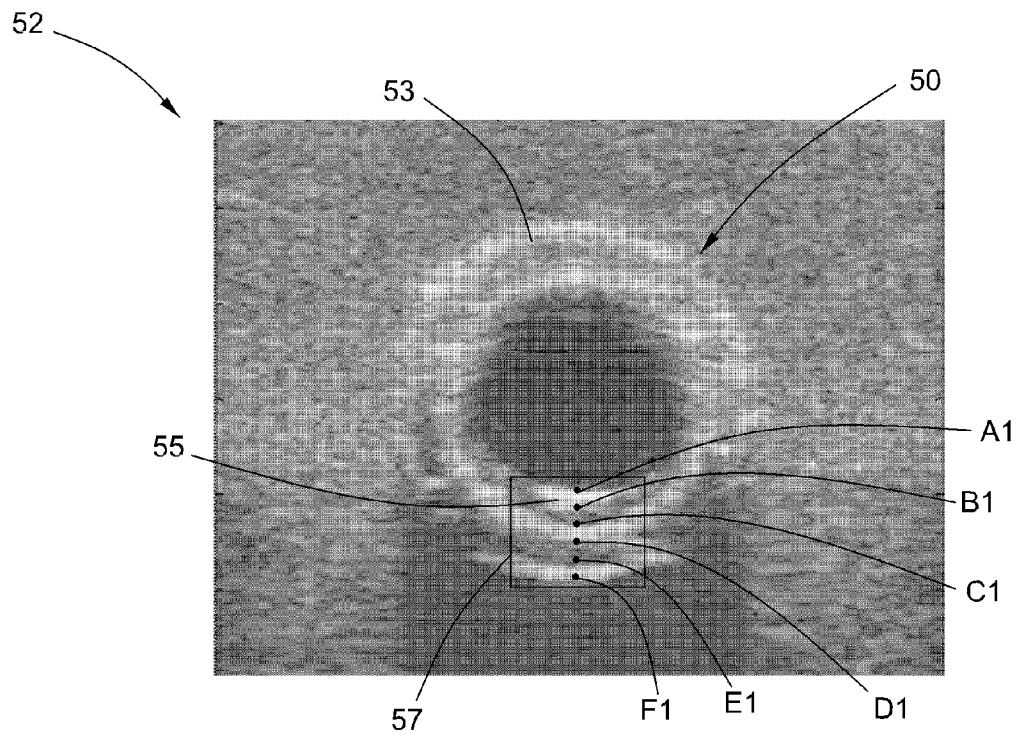


图 5A

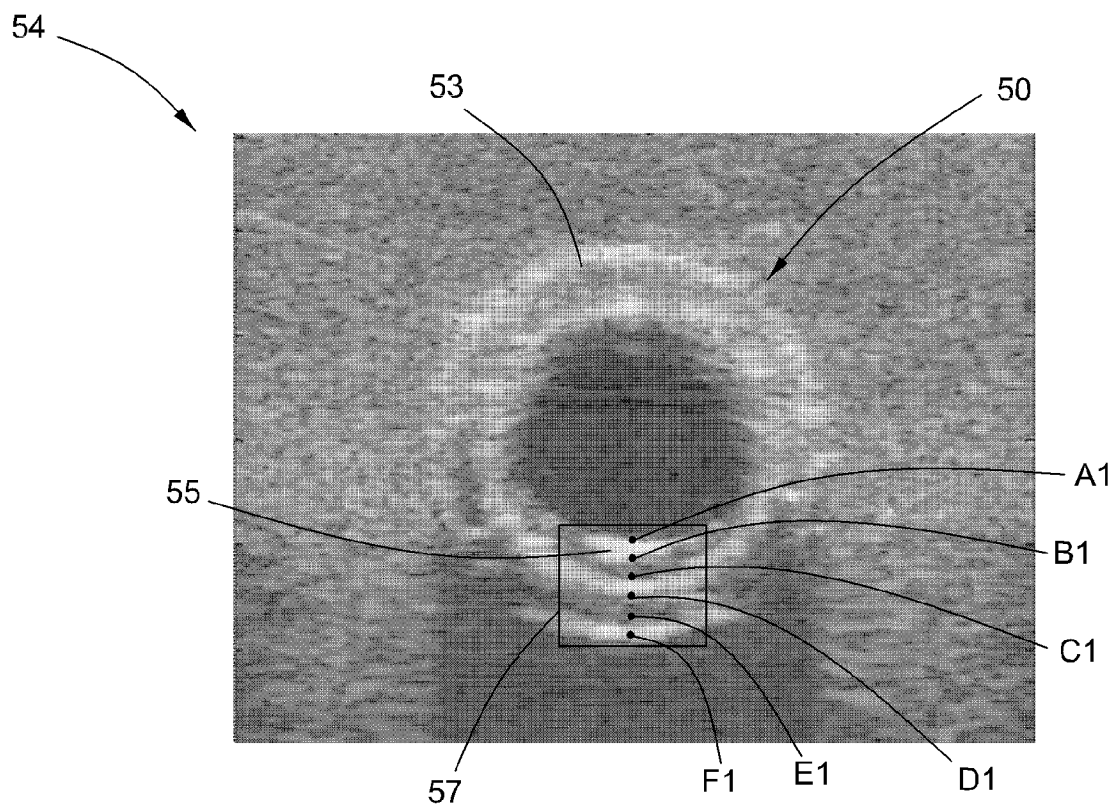


图 5B

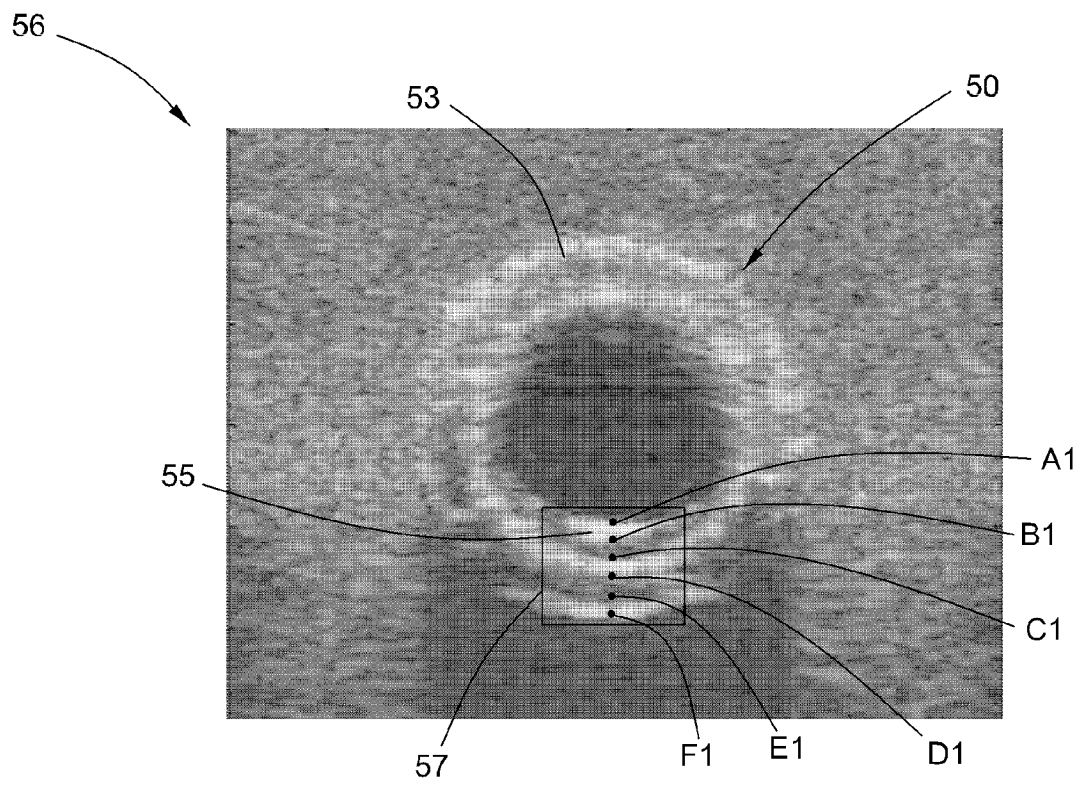


图 5C

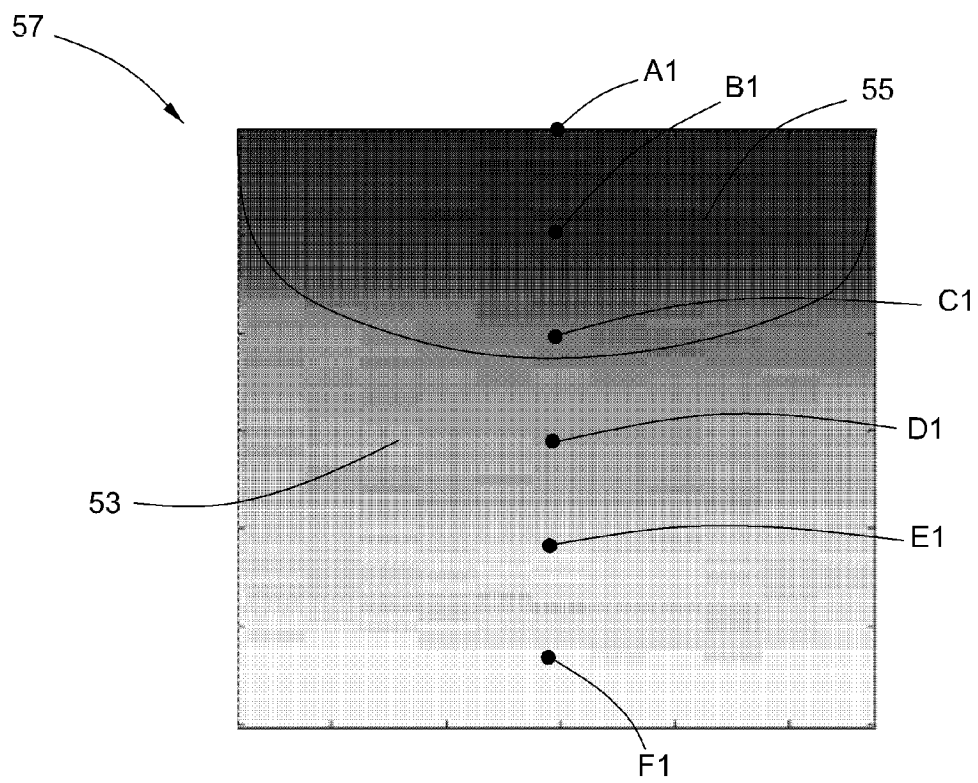


图 6

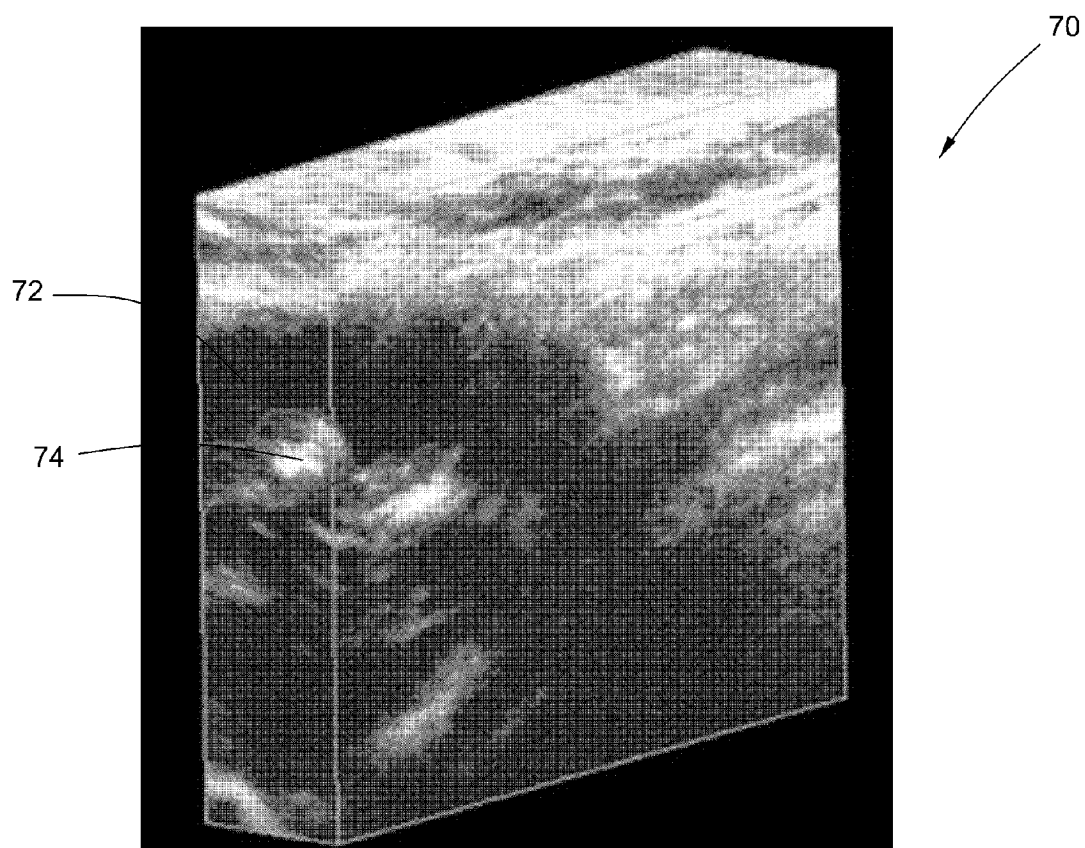


图 7

专利名称(译)	血管内斑块的计算机诊断系统及方法		
公开(公告)号	CN103377475A	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	CN201210129193.1	申请日	2012-04-27
[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	韩晓东 刘莉 程刚 叶菁		
发明人	韩晓东 刘莉 程刚 叶菁		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/08		
代理人(译)	周少杰		
其他公开文献	CN103377475B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血管内斑块的计算机诊断系统，其包括超声图像模组，用于接收一预设时间段内在感兴趣区域上的若干连续的超声图像；图像数据收集模组，用于收集所述若干连续的超声图像中每一个像素点的坐标信息；位移计算模组，用于对每一个像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值进行求和计算；及位移比较模组，用于比较所有像素点在每两个连续超声图像中所产生的位移的绝对值的和。本发明还涉及一种血管内斑块的计算机诊断方法。

