



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108703774 A

(43)申请公布日 2018. 10. 26

(21)申请号 201810613642.7

(22)申请日 2018.06.14

(71)申请人 华北电力大学(保定)

地址 071000 河北省保定市莲池区永华北大街619号

(72)发明人 孙正 李昀展

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 王戈

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

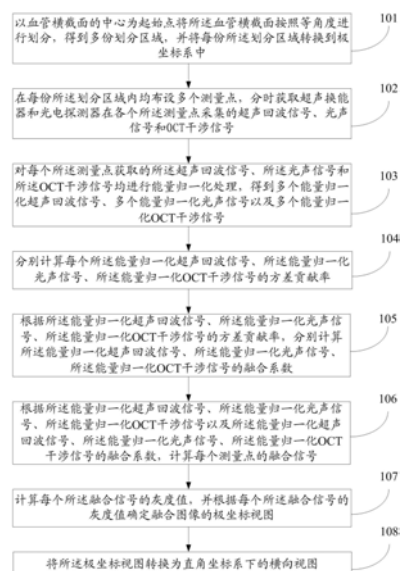
权利要求书4页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统,该方法包括对血管横截面划分,将每份划分区域转换到极坐标系中;获取在血管腔内每份区域每个测量点的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号,并对获取的信号均进行能量归一化处理;计算处理后信号的方差贡献率,并根据方差贡献率计算每个处理后信号的融合系数;根据融合系数将处理后信号融合确定融合图像的极坐标视图,将极坐标视图转换到直角坐标系中得到血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。本发明提供的方法或者系统能够直接对原始超声回波信号、光声信号及OCT干涉信号进行信号级的融合,有效保留了具有诊断参考价值的有用信息,实时显示双模态或者三模态的联合图像。



1. 一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法,其特征在于,所述联合成像方法包括:

以血管横截面的中心为起始点将所述血管横截面按照等角度进行划分,得到多份划分区域,并将每份所述划分区域转换到 θ - r 极坐标系中;其中, θ 是极角, r 是极径,所述划分区域的表面平行于 θ 轴且垂直于 r 轴;

在每份所述划分区域内均布设多个测量点,分时获取超声换能器和光电探测器在各个所述测量点采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号;

对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理,得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号;其中,所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的个数均与所述测量点的个数相同;

分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率;

根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率,分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数;

根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,计算每个测量点的融合信号;

计算每个所述融合信号的灰度值,并根据每个所述融合信号的灰度值确定融合图像的极坐标视图;

将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,所述横向视图为血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。

2. 根据权利要求1所述的联合成像方法,其特征在于,所述对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理,得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号,具体包括:

采用以下公式对每个所述测量点获取的所述超声回波信号进行能量归一化处理;所述

$$\text{公式为: } \tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^U(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^U}};$$

其中, $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号; \mathbf{r}_k 为第 k 个测量点的位置; θ_i 为集成成像导管的第 i 个成像角度, $\theta_i = 360(i-1)/m$, $i=1,2,\dots,m$, m 为血管横截面被等角度划分的总份数; $f_i^U(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的超声回波信号; E_i^U 为超声回波信号

$\{f_i^U(\mathbf{r}_k), k=1,2,\dots,N\}$ 的总能量, $E_i^U = \sum_{k=1}^N |f_i^U(\mathbf{r}_k)|^2$; N 为集成成像导管的中心到位置 \mathbf{r} 处的测量点的数目;

采用以下公式对每个所述测量点获取的所述光声信号进行能量归一化处理;所述公式

$$\text{为: } \tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^P(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^P}};$$

其中, $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化光声信号; $f_i^P(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的光声信号; E_i^P 为光声信号 $\{f_i^P(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量, $E_i^P = \sum_{k=1}^N |f_i^P(\mathbf{r}_k)|^2$;

采用以下公式对每个所述测量点获取的所述OCT干涉信号进行能量归一化处理;所述

$$\text{公式为: } \tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^O(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^O}};$$

其中, $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化OCT干涉信号; $f_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的OCT干涉信号; E_i^O 为OCT干涉信号 $\{f_i^O(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量, $E_i^O = \sum_{k=1}^N |f_i^O(\mathbf{r}_k)|^2$ 。

3. 根据权利要求2所述的联合成像方法, 其特征在于, 所述分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率, 具体包括:

根据以下公式计算所述能量归一化超声回波信号的方差贡献率; 所述公式为:

$$K_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) - \mu_i^U]^2}{N\sigma_{iU}^2};$$

其中, $K_i^U(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号 $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率; $\mu_i^U = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$; $\sigma_{iU}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) - \mu_i^U]^2$; μ_i^U 和 σ_{iU}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化超声回波信号 $\{\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差;

根据以下公式计算所述能量归一化光声信号的方差贡献率; 所述公式为:

$$K_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) - \mu_i^P]^2}{N\sigma_{iP}^2};$$

其中, $K_i^P(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化光声信号 $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率;

$\mu_i^P = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$; $\sigma_{iP}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) - \mu_i^P]^2$; μ_i^P 和 σ_{iP}^2 分别是在角度 θ_i

上能量归一化光声信号 $\{\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差;

根据以下公式计算所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率;所述公式为:

$$K_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) - \mu_i^O]^2}{N\sigma_{iO}^2};$$

其中, $K_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化OCT干涉信号 $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率; $\mu_i^O = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$; $\sigma_{iO}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) - \mu_i^O]^2$; μ_i^O 和 σ_{iO}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化OCT干涉信号 $\{\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差。

4. 根据权利要求3所述的联合成像方法, 其特征在于, 所述根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率, 分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数, 具体包括:

采用以下公式计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数; 所述公式为:

$$\begin{cases} a_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^U(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \\ a_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^P(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)}; \\ a_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^O(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \end{cases}$$

其中, $a_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、 $a_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和 $a_i^O(\mathbf{r}_k)$ 分别是在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号 $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、能量归一化光声信号 $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和能量归一化OCT干涉信号 $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 的融合系数。

5. 根据权利要求4所述的联合成像方法, 其特征在于, 所述根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数, 计算每个测量点的融合信号, 具体包括:

采用以下公式计算每个测量点的融合信号; 所述公式为:

$f_i(\mathbf{r}_k) = a_i^U(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) + a_i^P(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) + a_i^O(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$; $f_i(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的融合信号。

6. 根据权利要求5所述的联合成像方法, 其特征在于, 所述计算每个所述融合信号的灰

度值,具体包括:

根据以下公式计算融合图像的极坐标视图中每个测量点处的灰度值;所述公式为: $g(\theta_i, r_k) = 255 \cdot f_i(r_k)$;

其中,在角度 θ_i 上位置 r_k 处的点在 θ - r 极坐标系的坐标为 (θ_i, r_k) ; $\theta_i \in [0, 2\pi]$, $r_k \in [0, d]$, d 为极坐标视图的纵坐标的最大值。

7. 根据权利要求6所述的联合成像方法,其特征在于,所述将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,具体包括:

根据以下公式将所述极坐标视图转换为横向视图;所述公式为 $g(x, y) = g(\theta_i, r_k)$,

$$\begin{cases} x = r_k \cos \theta_i \\ y = r_k \sin \theta_i \end{cases};$$

其中,在角度 θ_i 上位置 r_k 处的点在笛卡尔直角坐标系XOY中的坐标为 (x, y) ; $x \in [-d, d]$, $y \in [-d, d]$ 。

8. 一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像系统,其特征在于,所述联合成像系统包括:

划分转换模块,用于以血管横截面的中心为起始点将所述血管横截面按照等角度进行划分,得到多份划分区域,并将每份所述划分区域转换到 θ - r 极坐标系中;其中, θ 是极角, r 是极径,所述划分区域的表面平行于 θ 轴且垂直于 r 轴;

信号获取模块,用于在每份所述划分区域内均布设多个测量点,分时获取超声换能器和光电探测器在各个所述测量点采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号;

能量归一化处理模块,用于对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理,得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号;其中,所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的个数均与所述测量点的个数相同;

方差贡献率计算模块,用于分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率;

融合系数计算模块,用于根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率,分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数;

融合信号计算模块,用于根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,计算每个测量点的融合信号;

极坐标视图确定模块,用于计算每个所述融合信号的灰度值,并根据每个所述融合信号的灰度值确定融合图像的极坐标视图;

横向视图得到模块,用于将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,所述横向视图为血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。

基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像技术领域,特别涉及一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统。

背景技术

[0002] 血管内超声 (Intravascularultrasound, IVUS) 成像采用超声波脉冲 (常用频率为 20~50MHz, 为了避免生物效应, 超声波功率一般是 5~10mW/cm²) 在血管腔内周向旋转扫描, 当超声波遇到不同组织之间的分界面时, 会产生反射回波, 其中包含了不同组织的位置和结构信息。IVUS 具有无电离辐射和组织穿透力强等优点, 已普遍应用于血管病变, 特别是动脉粥样硬化性疾病的临床诊断和介入治疗中。但是 IVUS 图像的分辨率通常较低, 对粥样硬化斑块组织的精确分型提供的信息有限。

[0003] 动脉粥样硬化斑块的光散射系数和各向异性因子与正常血管壁组织存在明显区别, 且不同深度的组织成分不同, 则其光学特征参量之间也存在差异。血管内光学相干断层 (Intravascular optical coherence tomography, IV-OCT) 成像是采用近红外激光脉冲在血管腔内周向旋转扫描, 当激光脉冲遇到不同性质的组织或分界面时, 会产生不同深度方向上的后向散射光, 利用宽带光源的低相干特性, 通过探测光强和时间延迟获得病变组织的位置和结构信息。其优点是空间分辨率高, 接近组织学分辨率, 但由于采用近红外激光作为光源, 因而组织穿透力较弱, 对深层病变的判断能力有限。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统, 该方法能够直接对原始超声回波信号、光声信号以及 OCT 干涉信号进行信号级的融合, 不仅有效保留各信号中具有诊断参考价值的有用信息, 实时显示双模态或者三模态的联合图像, 为粥样硬化性心脏病的诊断与治疗提供更多有价值的信息, 而且还可以减少导管介入操作的次数, 减轻病人的痛苦。

[0005] 为实现上述目的, 本发明提供了如下方案:

[0006] 一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法, 所述联合成像方法包括:

[0007] 以血管横截面的中心为起始点将所述血管横截面按照等角度进行划分, 得到多份划分区域, 并将每份所述划分区域转换到 θ - r 极坐标系中; 其中, θ 是极角, r 是极径, 所述划分区域的表面平行于 θ 轴且垂直于 r 轴;

[0008] 在每份所述划分区域内均布设多个测量点, 分时获取超声换能器和光电探测器在各个所述测量点采集的超声回波信号、光声信号和 OCT 干涉信号;

[0009] 对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述 OCT 干涉信号均进行能量归一化处理, 得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化 OCT 干涉信号; 其中, 所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化 OCT 干涉信号的个数均与所述测量点的个数相同;

[0010] 分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率；

[0011] 根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率，分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数；

[0012] 根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数，计算每个测量点的融合信号；

[0013] 计算每个所述融合信号的灰度值，并根据每个所述融合信号的灰度值确定融合图像的极坐标视图；

[0014] 将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图，所述横向视图为血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。

[0015] 可选的，所述对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理，得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号，具体包括：

[0016] 采用以下公式对每个所述测量点获取的所述超声回波信号进行能量归一化处理；

$$\text{所述公式为: } \tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^U(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^U}};$$

[0017] 其中， $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号； \mathbf{r}_k 为第 k 个测量点的位置； θ_i 为集成成像导管的第 i 个成像角度， $\theta_i = 360(i-1)/m$ ， $i=1, 2, \dots, m$ ， m 为血管横截面被等角度划分的总份数； $f_i^U(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的超声回波信号； E_i^U 为超声

回波信号 $\{f_i^U(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量， $E_i^U = \sum_{k=1}^N |f_i^U(\mathbf{r}_k)|^2$ ； N 为集成成像导管的中

心到位置 \mathbf{r} 处的测量点的数目；

[0018] 采用以下公式对每个所述测量点获取的所述光声信号进行能量归一化处理；所述

$$\text{公式为: } \tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^P(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^P}};$$

[0019] 其中， $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化光声信号； $f_i^P(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的光声信号； E_i^P 为光声信号 $\{f_i^P(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量， $E_i^P = \sum_{k=1}^N |f_i^P(\mathbf{r}_k)|^2$ ；

[0020] 采用以下公式对每个所述测量点获取的所述OCT干涉信号进行能量归一化处理；

$$\text{所述公式为: } \tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^O(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^O}};$$

[0021] 其中, $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化OCT干涉信号; $f_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的OCT干涉信号; E_i^O 为OCT干涉信号 $\{f_i^O(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量,

$$E_i^O = \sum_{k=1}^N \left| f_i^O(\mathbf{r}_k) \right|^2.$$

[0022] 可选的, 所述分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率, 具体包括:

[0023] 根据以下公式计算所述能量归一化超声回波信号的方差贡献率; 所述公式为:

$$K_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) - \mu_i^U]^2}{N\sigma_{iU}^2};$$

[0024] 其中, $K_i^U(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号 $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率; $\mu_i^U = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$; $\sigma_{iU}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) - \mu_i^U]^2$; μ_i^U 和 σ_{iU}^2 分别

是在角度 θ_i 上能量归一化超声回波信号 $\{\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差;

[0025] 根据以下公式计算所述能量归一化光声信号的方差贡献率; 所述公式为:

$$K_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) - \mu_i^P]^2}{N\sigma_{iP}^2};$$

[0026] 其中, $K_i^P(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化光声信号 $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率; $\mu_i^P = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$; $\sigma_{iP}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) - \mu_i^P]^2$; μ_i^P 和 σ_{iP}^2 分别是在角度

θ_i 上能量归一化光声信号 $\{\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差;

[0027] 根据以下公式计算所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率; 所述公式为:

$$K_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) - \mu_i^O]^2}{N\sigma_{iO}^2};$$

[0028] 其中, $K_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化OCT干涉信号 $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率; $\mu_i^O = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$; $\sigma_{iO}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) - \mu_i^O]^2$; μ_i^O 和 σ_{iO}^2 分别是

在角度 θ_i 上能量归一化OCT干涉信号 $\{\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差。

[0029] 可选的, 所述根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率, 分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量

归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,具体包括:

[0030] 采用以下公式计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数;所述公式为:

$$[0031] \quad \begin{cases} a_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^U(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \\ a_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^P(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)}; \\ a_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^O(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \end{cases}$$

[0032] 其中, $a_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、 $a_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和 $a_i^O(\mathbf{r}_k)$ 分别是在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号 $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、能量归一化光声信号 $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和能量归一化OCT干涉信号 $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 的融合系数。

[0033] 可选的,所述根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,计算每个测量点的融合信号,具体包括:

[0034] 采用以下公式计算每个测量点的融合信号;所述公式为:

[0035] $f_i(\mathbf{r}_k) = a_i^U(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) + a_i^P(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) + a_i^O(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$; $f_i(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的融合信号。

[0036] 可选的,所述计算每个所述融合信号的灰度值,具体包括:

[0037] 根据以下公式计算融合图像的极坐标视图中每个测量点处的灰度值;所述公式为: $g(\theta_i, \mathbf{r}_k) = 255 \cdot f_i(\mathbf{r}_k)$;

[0038] 其中,在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的点在 θ -1极坐标系的坐标为 (θ_i, \mathbf{r}_k) ; $\theta_i \in [0, 2\pi]$, $\mathbf{r}_k \in [0, d]$, d 为极坐标视图的纵坐标的最大值。

[0039] 可选的,所述将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,具体包括:

[0040] 根据以下公式将所述极坐标视图转换为横向视图;所述公式为 $g(x, y) = g(\theta_i, \mathbf{r}_k)$,

$$\begin{cases} x = r_k \cos \theta_i; \\ y = r_k \sin \theta_i; \end{cases}$$

[0041] 其中,在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的点在笛卡尔直角坐标系XOY中的坐标为 (x, y) ; $x \in [-d, d]$, $y \in [-d, d]$ 。

[0042] 本发明还提供了一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像系统,所述联合成像系统包括:

[0043] 划分转换模块,用于以血管横截面的中心为起始点将所述血管横截面按照等角度进行划分,得到多份划分区域,并将每份所述划分区域转换到 θ -1极坐标系中;其中, θ 是极角, 1 是极径,所述划分区域的表面平行于 θ 轴且垂直于 1 轴;

[0044] 信号获取模块,用于在每份所述划分区域内均布设多个测量点,分时获取超声换能器和光电探测器在各个所述测量点采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号;

[0045] 能量归一化处理模块,用于对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理,得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号;其中,所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的个数均与所述测量点的个数相同;

[0046] 方差贡献率计算模块,用于分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率;

[0047] 融合系数计算模块,用于根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率,分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数;

[0048] 融合信号计算模块,用于根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,计算每个测量点的融合信号;

[0049] 极坐标视图确定模块,用于计算每个所述融合信号的灰度值,并根据每个所述融合信号的灰度值确定融合图像的极坐标视图;

[0050] 横向视图得到模块,用于将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,所述横向视图为血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。

[0051] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:

[0052] 本发明提供了一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统,该方法包括:以血管横截面的中心为起始点将血管横截面按照等角度进行划分,得到多份划分区域,并将每份所述划分区域转换到0-1极坐标系中;在每份划分区域内均布设多个测量点,分时获取超声换能器和光电探测器在每个测量点处采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号,并对获取的信号均进行能量归一化处理;计算归一化处理后的信号的方差贡献率,并根据方差贡献率,计算每个归一化处理后的信号的融合系数;根据融合系数将归一化处理后的信号融合,确定融合图像的极坐标视图,再将极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,即得到了血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。本发明提供的方法或者系统能够直接对原始超声回波信号、光声信号以及OCT干涉信号进行信号级的融合,不仅有效保留各信号中具有诊断参考价值的有用信息,实时显示双模态或者三模态的联合图像,为粥样硬化性心脏病的诊断与治疗提供更多有价值的信息,而且还可以减少导管介入操作的次数,减轻病人的痛苦。

附图说明

[0053] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0054] 图1为本发明实施例基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法的流程示意图;

[0055] 图2为本发明含有纤维帽和脂质斑块的血管横截面示意图；

[0056] 图3为集成成像导管在角度 θ_i 处发射激光脉冲和超声脉冲并接收超声回波、光声信号和OCT干涉信号的示意图；

[0057] 图4为将图1中的血管横截面等角度划分后,将其中的一份近似为多层血管壁组织的示意图；

[0058] 图5为本发明实施例基于血管内超声-光声-OCT的联合成像系统的结构示意图。

具体实施方式

[0059] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0060] 血管内光声(Intravascularphotoacoustic, IVPA)成像是近年来新兴的多物理场耦合的血管内功能成像手段,是IVUS的补充成像手段。它以生物组织的光声效应为物理基础,即组织吸收短脉冲激光进而发热膨胀产生超声波(即光声信号)。IVPA具有较高的光吸收对比度以及超声检测分辨率,可为动脉粥样硬化性病变的早期诊断提供更加准确可靠的参考信息。

[0061] IVUS成像的穿透深度大,可显示深层组织的空间结构和管壁内的深层病变位置,特别是对钙化斑块的识别准确率较高,但是无法准确分辨富含脂质的软斑块。IV-OCT成像可以显示具有模糊边界的脂质斑块(即信号低区)和具有清晰边界的纤维帽(即信号高区),但是不能清晰显示动脉壁内膜增厚处的中膜和外膜层。IVPA成像可提供血管壁内浅层软斑块的功能信息,并区分浅层病变类型。因此,本发明提供的方法是根据血管内表层、浅层和深层的粥样硬化斑块的空间分布信息,以超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号的方差贡献率为依据,对三种原始信号进行融合,并根据组织结构成分信息的重要性分配融合系数,实现三种信号的自适应融合,可有效避免原始成像信号中有效信息的丢失。

[0062] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0063] IVUS、IVPA和IV-OCT成像技术的互补性体现出了联合成像的巨大潜力,可采用同一个成像系统同时进行两种或三种成像,即血管内双模或多模成像。本发明的成像过程为:将集成成像导管置于血管腔内并推送至远端,在缓慢回撤导管的过程中,触发器通过依次控制位于导管顶端的探头内的超声换能器(内含超声波发生和接收装置)、脉冲激光系统(可产生波长为900nm的激光脉冲)及宽带扫频光源(产生中心波长1310nm的激光脉冲),分别产生超声波脉冲、短激光脉冲和近红外激光,沿径向分时对周围组织进行扫描。因组织成分不同会分别产生包含病变特征的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号,探头内的单阵元超声换能器/光电探测器在管腔内进行圆周扫描,每旋转一个角度,分时接收一组周围组织反射/散射的超声回波信号、光声信号以及OCT干涉信号。将采集的成像信号送入计算机后经处理即可获得血管横截面的超声、光声和OCT图像。联合成像不仅可以充分发挥各成像手段的优势,为粥样硬化性心脏病的诊断与治疗提供更多有价值的信息,而且可以减少导管介入操作的次数,减轻病人的痛苦。

[0064] 图1为本发明实施例基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法的流程示意图,如图1所示,本发明提供的联合成像方法,具体包括以下几个步骤。

[0065] 步骤101:以血管横截面的中心为起始点将所述血管横截面按照等角度进行划分,得到多份划分区域,并将每份所述划分区域转换到 θ -1极坐标系中;其中, θ 是极角,1是极径,所述划分区域的表面平行于 θ 轴且垂直于1轴。

[0066] 步骤102:在每份所述划分区域内均布设多个测量点,分时获取超声换能器和光电探测器在各个所述测量点采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号。

[0067] 步骤103:对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理,得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号;其中,所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的个数均与所述测量点的个数相同。

[0068] 步骤104:分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率。

[0069] 步骤105:根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率,分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数。

[0070] 步骤106:根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,计算每个测量点的融合信号。

[0071] 步骤107:计算每个所述融合信号的灰度值,并根据每个所述融合信号的灰度值确定融合图像的极坐标视图。

[0072] 步骤108:将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,所述横向视图为血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。

[0073] 本发明实施例运用到的各个符号如下

[0074] X 、 Y 为建立在血管横截面上的 XOY 平面直角坐标系的横轴和纵轴,其中,坐标原点 O 是集成成像导管的中心, X 轴正方向是水平向右的方向, Y 轴正方向是垂直于 X 轴向上的方向。

[0075] m 为血管横截面被等角度划分的总份数; θ 为以 X 轴正半轴为基准逆时针旋转得到的角度; θ_i 为集成成像导管的第 i 个成像角度,其中 $i=1,2,\dots,m$ 。

[0076] θ 、1为 θ -1极坐标系的横轴和纵轴,水平向右的方向是 θ 轴正方向,垂直于 θ 轴向上的方向是1轴正方向。

[0077] N 为从成像平面的中心(即集成成像导管的中心)到位置 r 处的测量点的数目; r_k 为第 k 个测量点的位置; $f_i^U(r_k)$ 、 $f_i^P(r_k)$ 、 $f_i^O(r_k)$ 为在角度 θ_i 位置 r_k 处采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号,其中 $k=1,2,\dots,N$; E_i^U 、 E_i^P 、 E_i^O 为信号 $\{f_i^U(r_k), k=1,2,\dots,N\}$ 、 $\{f_i^P(r_k), k=1,2,\dots,N\}$ 、 $\{f_i^O(r_k), k=1,2,\dots,N\}$ 的总能量; $\tilde{f}_i^U(r_k)$ 、 $\tilde{f}_i^P(r_k)$ 、 $\tilde{f}_i^O(r_k)$ 为角度 θ_i 上位置 r_k 处的能量归一化超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号。

[0078] $K_i^U(r_k)$ 、 $K_i^P(r_k)$ 、 $K_i^O(r_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 r_k 处的能量归一化超声回波

信号、光声信号和OCT干涉信号的方差贡献率； μ_i^U 和 σ_{iU}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化超声回波信号的均值和方差； μ_i^P 和 σ_{iP}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化光声信号的均值和方差； μ_i^O 和 σ_{iO}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化OCT干涉信号的均值和方差； $a_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、 $a_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和 $a_i^O(\mathbf{r}_k)$ 分别是在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号的融合系数； $f_i(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的融合信号； (θ_i, r_k) 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的点在 θ - l 极坐标系的坐标； (x, y) 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的点在笛卡尔直角坐标系XOY中的坐标； $g(\theta_i, r_k)$ 、 $g(x, y)$ 分别为点 (θ_i, r_k) 和点 (x, y) 的灰度值； d 为极坐标视图纵坐标的最大值。

[0079] 步骤101具体包括：

[0080] 图2为本发明含有纤维帽和脂质斑块的血管横截面示意图，如图2所示，集成成像导管位于血管横截面的中心，周围依次是血管腔、纤维帽、脂质池、血管壁内膜/中膜（主要成分是肌肉组织）和外膜（主要成分是结缔组织）。位于集成成像导管顶端的探头分时向周围组织发射超声脉冲和激光脉冲，集成成像导管在旋转扫描的过程中超声换能器分时接收组织反射的超声回波信号和产生的光声信号，光电探测器接收OCT干涉信号。在本发明实施例中忽略超声换能器和光电探测器的孔径效应，将其看作理想的点换能器，其扫描轨迹为平行于成像平面，半径趋近于零的圆形轨迹。

[0081] 图3为集成成像导管在角度 θ_i 处发射激光脉冲和超声脉冲并接收超声回波、光声信号和OCT干涉信号的示意图，如图3所示，以血管横截面的中心为起始点将血管横截面按照等角度划分为 m 份，第 i 个测量角度是 $\theta_i = 360(i-1)/m(1)$ ；其中， $i=1, 2, \dots, m$ 。将每一份多层血管壁组织（划分区域）转换到 θ - l 极坐标系中，其中 θ 是极角， l 是极径，血管壁组织的表面平行于 θ 轴且垂直于 l 轴。图4为将图1中的血管横截面等角度划分后，将其中的一份近似为多层血管壁组织的示意图。

[0082] 步骤102具体包括：

[0083] 在角度 θ_i 上，从成像平面中心（即集成成像导管的中心）到位置 \mathbf{r} 处共有 N 个测量点。因为本发明实施例中将扫描轨迹等角度划分成 m 份， m 值取的很大，划分成的各个角度很小，所以在实际计算中各个角度对应的区域趋近于在同一半径上，所述在划分区域内这 N 个测量点近似看作是在同一半径上。分时采集到超声回波信号 $\{f_i^U(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 、光声信号 $\{f_i^P(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 和OCT干涉信号 $\{f_i^O(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ ，其中 \mathbf{r}_k 是第 k 个测量点的位置。

[0084] 步骤103具体包括：

[0085] 本发明提供的方法分别对三组信号进行相对于该信号总能量的归一化处理，目的是避免在信号融合的过程中信号幅度较小的测量点的融合系数过小，进而造成信息的丢失。具体如下：

[0086] 采用公式(2)对每个所述测量点获取的所述超声回波信号进行能量归一化处理；

所述公式(2)为：
$$\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{f_i^U(\mathbf{r}_k)}{\sqrt{E_i^U}} \quad (2)。$$

[0087] E_i^U 为超声回波信号 $\{f_i^U(r_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量, $E_i^U = \sum_{k=1}^N |f_i^U(r_k)|^2$ (3)。

[0088] 采用公式 (4) 对每个所述测量点获取的所述光声信号进行能量归一化处理; 所述

公式 (4) 为: $\tilde{f}_i^P(r_k) = \frac{f_i^P(r_k)}{\sqrt{E_i^P}}$ (4)。

[0089] E_i^P 为光声信号 $\{f_i^P(r_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量, $E_i^P = \sum_{k=1}^N |f_i^P(r_k)|^2$ (5)。

[0090] 采用公式 (6) 对每个所述测量点获取的所述OCT干涉信号进行能量归一化处理; 所

述公式 (6) 为: $\tilde{f}_i^O(r_k) = \frac{f_i^O(r_k)}{\sqrt{E_i^O}}$ (6)。

[0091] E_i^O 为OCT干涉信号 $\{f_i^O(r_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的总能量, $E_i^O = \sum_{k=1}^N |f_i^O(r_k)|^2$ (7)。

[0092] 步骤104具体包括:

[0093] 根据公式 (8) 计算所述能量归一化超声回波信号的方差贡献率; 所述公式 (8) 为:

$$K_i^U(r_k) = \frac{[\tilde{f}_i^U(r_k) - \mu_i^U]^2}{N\sigma_{iU}^2} \quad (8);$$

其中, $K_i^U(r_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 r_k 处的能量归一化超声回波信号 $\tilde{f}_i^U(r_k)$ 的方差贡献率。

[0094] $\mu_i^U = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^U(r_k)$ (9); $\sigma_{iU}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^U(r_k) - \mu_i^U]^2$ (10);

μ_i^U 和 σ_{iU}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化超声回波信号 $\{\tilde{f}_i^U(r_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差。

[0095] 根据公式 (11) 计算所述能量归一化光声信号的方差贡献率; 所述公式 (11) 为:

$$K_i^P(r_k) = \frac{[\tilde{f}_i^P(r_k) - \mu_i^P]^2}{N\sigma_{iP}^2} \quad (11);$$

其中, $K_i^P(r_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 r_k 处的能量归一化光声信号 $\tilde{f}_i^P(r_k)$ 的方差贡献率。

[0096] $\mu_i^P = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^P(r_k)$ (12); $\sigma_{iP}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^P(r_k) - \mu_i^P]^2$ (13);

μ_i^P 和 σ_{iP}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化光声信号 $\{\tilde{f}_i^P(r_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差。

[0097] 根据公式(14)计算所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率;所述公式(14)为:

$$K_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{[\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) - \mu_i^O]^2}{N\sigma_{iO}^2} \quad (14);$$

其中, $K_i^O(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化OCT干涉信号 $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 的方差贡献率。

$$[0098] \quad \mu_i^O = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) \quad (15); \quad \sigma_{iO}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) - \mu_i^O]^2 \quad (16);$$

μ_i^O 和 σ_{iO}^2 分别是在角度 θ_i 上能量归一化OCT干涉信号 $\{\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k), k=1, 2, \dots, N\}$ 的均值和方差。

[0099] 步骤105具体包括:

[0100] 采用公式(17)计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数;所述公式(17)为:

$$\begin{cases} a_i^U(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^U(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \\ a_i^P(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^P(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \\ a_i^O(\mathbf{r}_k) = \frac{K_i^O(\mathbf{r}_k)}{K_i^U(\mathbf{r}_k) + K_i^P(\mathbf{r}_k) + K_i^O(\mathbf{r}_k)} \end{cases} \quad (17);$$

其中, $a_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、 $a_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和 $a_i^O(\mathbf{r}_k)$ 分别是在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的能量归一化超声回波信号 $\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k)$ 、能量归一化光声信号 $\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k)$ 和能量归一化OCT干涉信号 $\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k)$ 的融合系数。

[0101] 步骤106具体包括:

[0102] 采用公式(18)计算每个测量点的融合信号;所述公式(18)为:

$$[0103] \quad f_i(\mathbf{r}_k) = a_i^U(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^U(\mathbf{r}_k) + a_i^P(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^P(\mathbf{r}_k) + a_i^O(\mathbf{r}_k)\tilde{f}_i^O(\mathbf{r}_k) \quad (18);$$

$f_i(\mathbf{r}_k)$ 为在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的融合信号。

[0104] 步骤107具体包括:

[0105] 根据公式(19)计算融合图像的极坐标视图中每个测量点的灰度值;所述公式(19)为: $g(\theta_i, \mathbf{r}_k) = 255 \cdot f_i(\mathbf{r}_k)$ (19); 其中, 在角度 θ_i 上位置 \mathbf{r}_k 处的点在 θ - \mathbf{r} 极坐标系的坐标为 (θ_i, \mathbf{r}_k) ; $\theta_i \in [0, 2\pi]$, $\mathbf{r}_k \in [0, d]$, d 为极坐标视图的纵坐标的最大值。

[0106] 步骤108具体包括:

[0107] 根据以下公式将所述极坐标视图转换为横向视图;所述公式为 $g(x, y) = g(\theta_i, \mathbf{r}_k)$

$$(20), \begin{cases} x = r_k \cos \theta_i \\ y = r_k \sin \theta_i \end{cases} \quad (21); \text{其中, 在角度 } \theta_i \text{ 上位置 } r_k \text{ 处的点在笛卡尔直角坐标系 } XOY \text{ 中的}$$

坐标为 (x, y) ; $x \in [-d, d]$, $y \in [-d, d]$ 。

[0108] 因为极坐标视图中已经获取了所有划分区域(即所有角度)上的灰度值,再利用坐标转换获得整个区域的横向视图。

[0109] 为实现上述目的,本发明还提供一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像系统。

[0110] 图5为本发明实施例基于血管内超声-光声-OCT的联合成像系统的结构示意图,如图5所示,本发明实施例提供的所述联合成像系统包括:

[0111] 划分转换模块100,用于以血管横截面的中心为起始点将所述血管横截面按照等角度进行划分,得到多份划分区域,并将每份所述划分区域转换到 θ - r 极坐标系中;其中, θ 是极角, r 是极径,所述划分区域的表面平行于 θ 轴且垂直于 r 轴。

[0112] 信号获取模块200,用于在每份所述划分区域内均布设多个测量点,分时获取超声换能器和光电探测器在各个所述测量点采集的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号。

[0113] 能量归一化处理模块300,用于对每个所述测量点获取的所述超声回波信号、所述光声信号和所述OCT干涉信号均进行能量归一化处理,得到多个能量归一化超声回波信号、多个能量归一化光声信号以及多个能量归一化OCT干涉信号;其中,所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的个数均与所述测量点的个数相同。

[0114] 方差贡献率计算模块400,用于分别计算每个所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率。

[0115] 融合系数计算模块500,用于根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的方差贡献率,分别计算所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数。

[0116] 融合信号计算模块600,用于根据所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号以及所述能量归一化超声回波信号、所述能量归一化光声信号、所述能量归一化OCT干涉信号的融合系数,计算每个测量点的融合信号。

[0117] 极坐标视图确定模块700,用于计算每个所述融合信号的灰度值,并根据每个所述融合信号的灰度值确定融合图像的极坐标视图。

[0118] 横向视图得到模块800,用于将所述极坐标视图转换为直角坐标系下的横向视图,所述横向视图为血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。

[0119] 本发明提供的方法或者系统能够对超声换能器和光电探测器在血管腔内分时接收的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号进行信号级的融合,进而得到血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。本发明提供的方法或者系统得到的联合成像信号可较多地保留血管壁和斑块组织的形态、结构和成分信息,据此形成的组合图像具有极高的空间分辨率、对比度和灵敏度,可清晰显示血管壁和斑块组织的形态结构和位置,进而在此基础上对斑块进行准确地分型。

[0120] 另外,与采用数字图像处理的方法对IVUS图像、IV-OCT图像和IVPA图像进行离线地配准和融合得到联合图像的方法相比,本发明提供的方法或者系统能够直接对原始超声

回波信号、光声信号以及OCT干涉信号进行信号级的融合,不仅可有效保留各信号中具有诊断参考价值的有用信息,实时显示双模态或者三模态的联合图像,为粥样硬化性心脏病的诊断与治疗提供更多有价值的信息,而且可以减少导管介入操作的次数,减轻病人的痛苦。

[0121] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

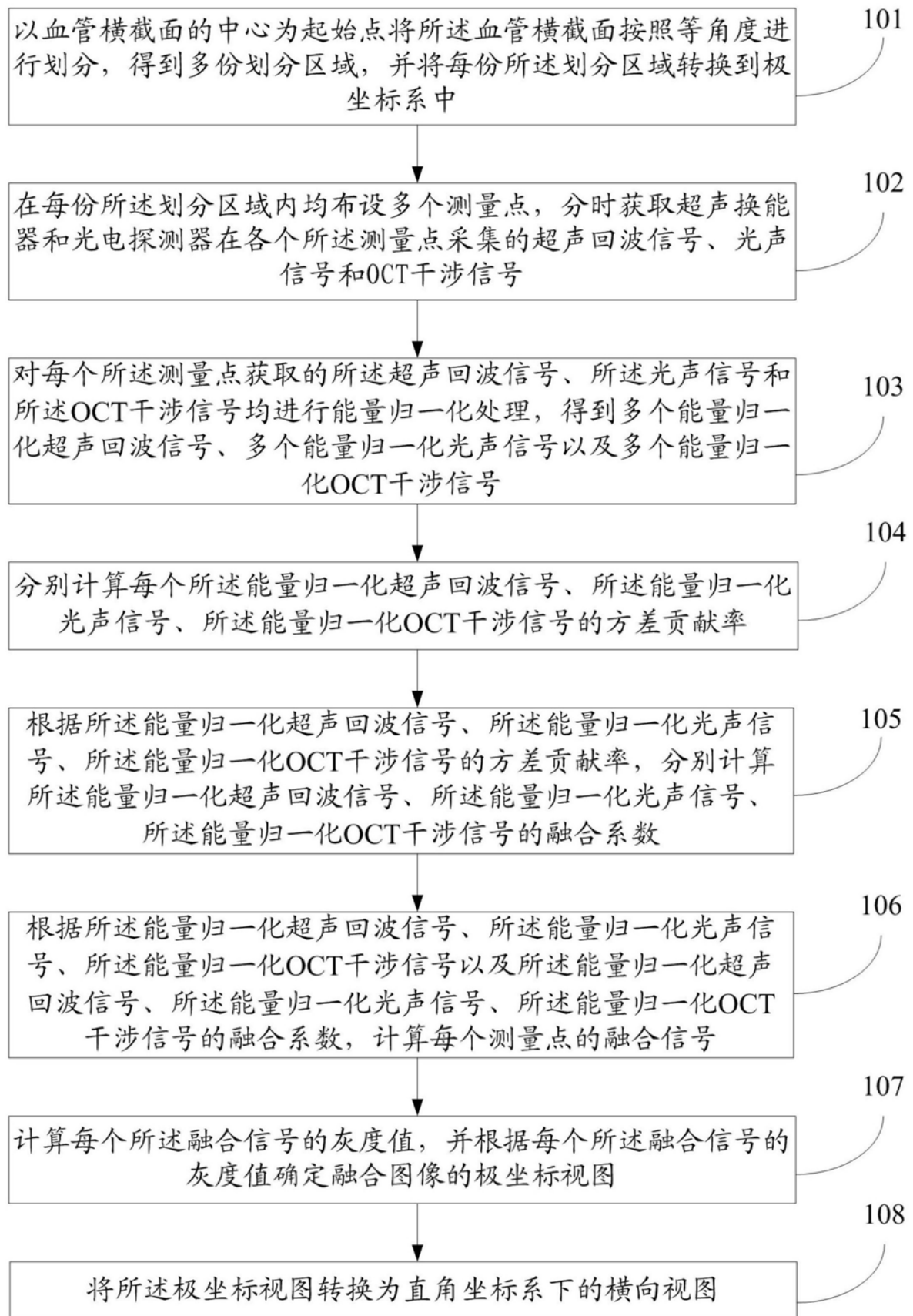


图1

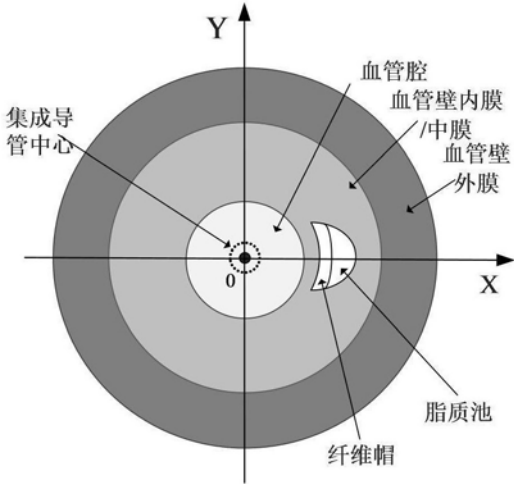


图2

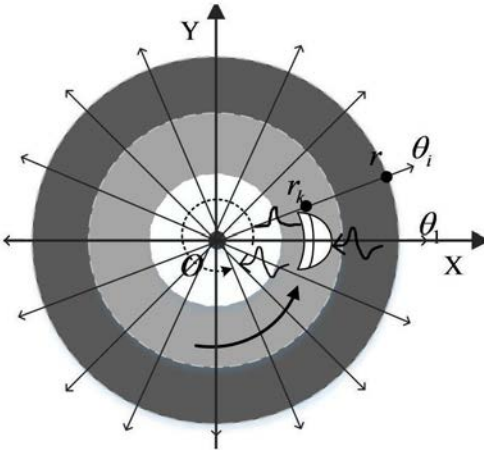


图3

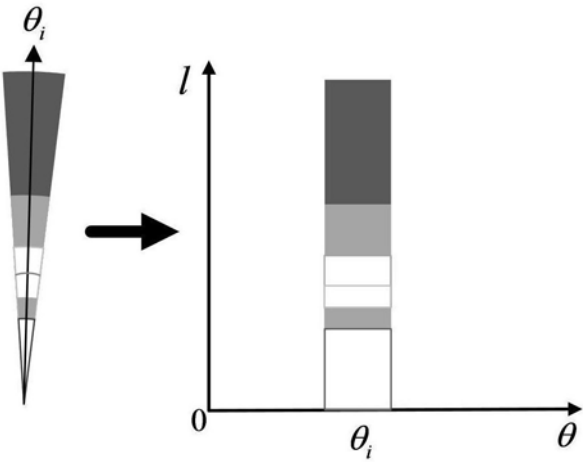


图4

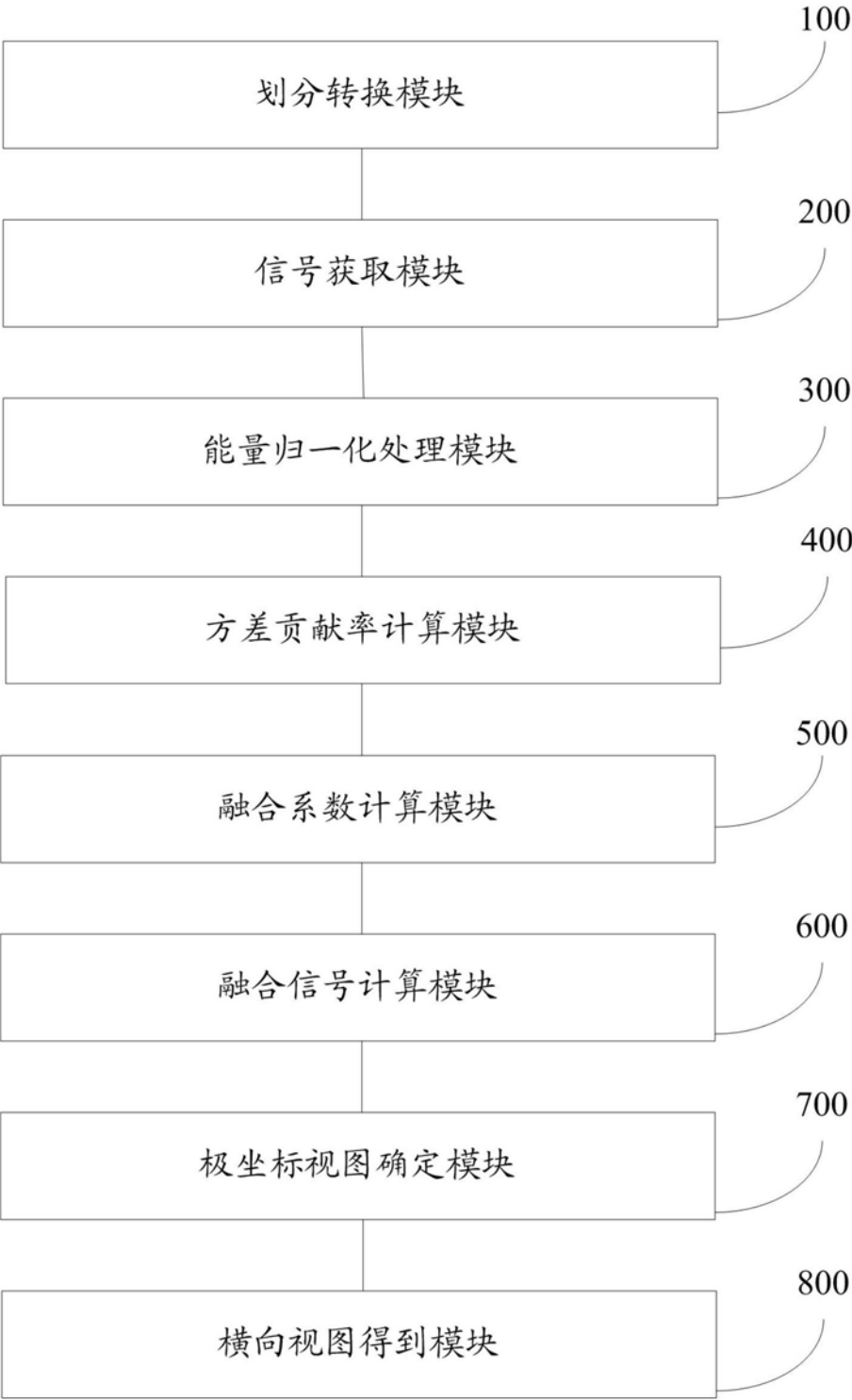


图5

专利名称(译)	基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统		
公开(公告)号	CN108703774A	公开(公告)日	2018-10-26
申请号	CN201810613642.7	申请日	2018-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	华北电力大学		
申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
当前申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
[标]发明人	孙正 李昀展		
发明人	孙正 李昀展		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0066 A61B5/0095 A61B5/02007 A61B5/489 A61B8/0891 A61B8/5261		
代理人(译)	王戈		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于血管内超声-光声-OCT的联合成像方法及系统，该方法包括对血管横截面划分，将每份划分区域转换到极坐标系中；获取在血管腔内每份区域每个测量点的超声回波信号、光声信号和OCT干涉信号，并对获取的信号均进行能量归一化处理；计算处理后信号的方差贡献率，并根据方差贡献率计算每个处理后信号的融合系数；根据融合系数将处理后信号融合确定融合图像的极坐标视图，将极坐标视图转换到直角坐标系中得到血管横截面的超声-光声-OCT联合图像。本发明提供的方法或者系统能够直接对原始超声回波信号、光声信号及OCT干涉信号进行信号级的融合，有效保留了具有诊断参考价值的有用信息，实时显示双模态或者三模态的联合图像。

