



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103284760 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 11

(21) 申请号 201310227438. 9

(22) 申请日 2013. 06. 08

(71) 申请人 哈尔滨工程大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区南通大街 145 号哈尔滨工程大学科技处知识产权办公室

(72) 发明人 栾宽 李金 梁洪 王磊 张立伟 郭良

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

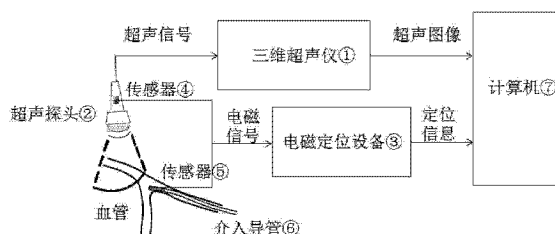
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于导管路径的扩展超声血管成像方法及装置

(57) 摘要

本发明属于手术导航技术领域,具体涉及一种基于导管路径的扩展超声血管成像装置和方法。本发明包括一台三维超声仪,一套电磁定位设备,一条介入导管和计算机,三维超声仪通过超声探头扫描血管获取三维图像,电磁定位设备包括一个磁场发生器和两个 6 自由度定位传感器,磁场发生器定义空间坐标系,一个 6 自由度定位传感器安装在超声探头上获得超声图像的空间坐标,另一个 6 自由度定位传感器嵌入在导管前端不可弯曲部分获得导管前端的空间坐标,三位超声仪与电磁定位装置均与计算机相连接,将获得的三维超声图像与导管路径通过计算机重建在同一坐标系下。本发明能够在超声无法成像区域的血管变形后定位血管分支处。



1. 一种基于导管路径的扩展超声血管成像方法,其特征在于:

(1) 由成像设备获得所有待测血管的图像,描绘血管图像的中心线,确定参考血管分支点及目标血管分支点,计算从目标血管分支点到参考血管分支点的中心线长度 L ;

(2) 三维多普勒超声成像系统扫描可成像段血管,由安装在超声探头上的定位传感器,获取超声图像上像素的空间位置坐标,获得三维容积图像,计算可成像段血管的中心线;

(3) 将加装微型定位传感器的导管插入血管,在插管过程中记录导管前端位置,得到导管路径,将导管路径数据进行拟合得到的空间平滑曲线作为导管经过的血管骨架;

(4) 将可成像段血管的中心线与导管路径进行空间配准,使用迭代最近点算法将可成像段血管的中心线注册到导管路径形成初步血管骨架;

(5) 从完整血管图像中心线获取与可成像段血管中心线 C_{US} 对应的部分 C_{CT} ;

(6) 将 C_{CT} 部分配准到 C_{US} 部分,使 C_{CT} 部分上任意一点满足 $y=Rx+T$,其中, x 表示 C_{CT} 部分上的点; y 表示该点在电磁定位装置定义坐标系下的坐标; R 和 T 分别表示配准所得空间转换矩阵的旋转和位移部分;

(7) 在超声图像中心线上定位参考血管分支点在导管路径上定位最终目标血管分支点 y_v' ,使目标血管分支点到参考血管分支点的中心线距离等于 L ,计算位移 $y_v' - y_v$,目标血管最终位置 $y=Rx+T+y_v' - y_v$;

(8) 从完整血管图像中心线上每一点截取血管横断面,并移植到获得的最终目标血管的对应点上,使用膨胀与侵蚀图像处理得到表面光滑的血管模型。

2. 一种基于导管路径的扩展超声血管成像装置,包括一台三维超声仪,一套电磁定位设备,一条介入导管和计算机,其特征在于:三维超声仪通过超声探头扫描血管获取三维图像,电磁定位设备包括一个磁场发生器和两个 6 自由度定位传感器,磁场发生器定义空间坐标系,一个 6 自由度定位传感器安装在超声探头上获得超声图像的空间坐标,另一个 6 自由度定位传感器嵌入在导管前端不可弯曲部分获得导管前端的坐标,三位超声仪与电磁定位装置均与计算机相连接,将获得的三维超声图像与导管路径通过计算机重建在同一坐标系下。

一种基于导管路径的扩展超声血管成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于手术导航技术领域,具体涉及一种基于导管路径的扩展超声血管成像方法和装置。

背景技术

[0002] 血管微创介入手术是在医学影像设备的引导下,借助于导管沿血管的管腔到达较远的病变部位(如冠状动脉、颈动脉或肿瘤的血管内),然后对病变部位实行微创治疗的一种新兴医疗手术。手术过程中,导管插入人体血管是在导丝的配合之下完成的。一般先在人体某部位穿刺,然后将导管远端沿着导丝送入特定的治疗位置内,再抽出导丝,完成相应的治疗过程。血管微创介入手术不仅能有效地解决病症,而且还有不开刀、创伤小、恢复快、效果好的优点。因此,血管微创介入手术已经广泛应用于临床血管造影、血管成形术、血栓或异物的摘除、肿瘤化疗、血栓溶解等方面。虽然介入手术有诸多优点,但仍然存在许多不足之处。目前,在手术插管过程中,较为普遍的做法是在X光影像的监控和引导下,由技术熟练的操作人员手工完成导管的插入过程。该方法具有以下方面缺点:首先,X光透视成像设备只能产生二维投影图像,缺乏深度信息。操作人员很难在二维投影图像下使导丝快速而又准确地到达目标位置。错误或重复的操作可能会对人体血管造成一定的损伤,给手术带来了一定的风险。其次,术中X线图像的使用致使医护人员及患者遭受大剂量放射线照射,给身心健康带来不同程度的伤害,提高患癌风险。第三,由于血管成像需要使用专用造影剂,大剂量的造影剂会造成患者过敏,损伤肾脏。因此,在安全、实时、便捷前提下提供血管的图像是导管介入手术导航的关键问题之一。

[0003] 超声以其廉价、实时、无损伤、无辐射、便携和敏感度高等优势,已经作为一种实时的术中可视化技术被引入。超声能够对软组织及血流成像。特别是二维灰阶断面图像上叠加二维彩色血流图的彩色多普勒血流显像,可形象直观的显示血流的方向、速度及血流性质,其功能可接近于血管造影。此外,与二维超声成像比较,近年来发展的三维超声具有直观、立体、易于识别等特点,利用血流彩色多普勒信息可重建实质脏器内的血管三维图像。然而,由于人体骨骼及气体对超声波的高阻抗导致了超声脉冲在骨骼等表面发生强反射,导致超声无法获取骨骼和空腔脏器(如肺)下方的血管组织的图像,从而限制了超声在血管成像方面的临床应用。目前,有应用超声图像与其他图像或定位系统融合实现血管成像用于导管导航。但这些方法均要求使用完整的超声图像,对于超声无法成像区域的血管,由于血管可能变形,无法精确获取血管的图像。

[0004] 针对上述问题,本发明依据人体血管的生理结构,利用可定位导管的路径代替其经过的血管骨架及分支处,结合三维超声系统获取可成像部分血管图像,构建初步血管骨架。同时通过与其它完整血管图像配准以获得分支血管的方向;通过测量血管中心线长度实现在导管路径上对分支血管的定位。从而获得完整的血管图像,扩展了超声血管成像的区域。

发明内容

[0005] 本发明本发明的目的是提供一种突破超声骨骼下方血管成像的限制的基于导管路径的扩展超声血管成像方法,本发明的目的还在于提供一种实施该方法的装置。

[0006] 本发明的目的是这样实现的:

[0007] 基于导管路径的扩展超声血管成像方法,包括如下步骤:

[0008] (1) 由成像设备获得所有待测血管的图像,描绘血管图像的中心线,确定参考血管分支点及目标血管分支点,计算从目标血管分支点到参考血管分支点的中心线长度 L ;

[0009] (2) 三维多普勒超声成像系统扫描可成像段血管,由安装在超声探头上的定位传感器,获取超声图像上像素的空间位置坐标,获得三维容积图像,计算可成像段血管的中心线;

[0010] (3) 将加装微型定位传感器的导管插入血管,在插管过程中记录导管前端位置,得到导管路径,将导管路径数据进行拟合得到的空间平滑曲线作为导管经过的血管骨架;

[0011] (4) 将可成像段血管的中心线与导管路径进行空间配准,使用迭代最近点算法将可成像段血管的中心线注册到导管路径形成初步血管骨架;

[0012] (5) 从完整血管图像中心线获取与可成像段血管中心线 C_{US} 对应的部分 C_{CT} ;

[0013] (6) 将 C_{CT} 部分配准到 C_{US} 部分,使 C_{CT} 部分上任意一点满足 $y=Rx+T$, 其中, x 表示 C_{CT} 部分上的点; y 表示该点在电磁定位装置定义坐标系下的坐标; R 和 T 分别表示配准所得空间转换矩阵的旋转和位移部分;

[0014] (7) 在超声图像中心线上定位参考血管分支点在导管路径上定位最终目标血管分支点 y_v' , 使目标血管分支点到参考血管分支点的中心线距离等于 L , 计算位移 $y_v' - y_v$, 目标血管最终位置 $y=Rx+T+y_v' - y_v$;

[0015] (8) 从完整血管图像中心线上每一点截取血管横断面,并移植到获得的最终目标血管的对应点上,使用膨胀与侵蚀图像处理得到表面光滑的血管模型。

[0016] 基于导管路径的扩展超声血管成像装置,包括一台三维超声仪,一套电磁定位设备,一条介入导管和计算机,三维超声仪通过超声探头扫描血管获取三维图像,电磁定位设备包括一个磁场发生器和两个 6 自由度定位传感器,磁场发生器定义空间坐标系,一个 6 自由度定位传感器安装在超声探头上获得超声图像的空间坐标,另一个 6 自由度定位传感器嵌入在导管前端不可弯曲部分获得导管前端的坐标,三位超声仪与电磁定位装置均与计算机相连接,将获得的三维超声图像与导管路径通过计算机重建在同一坐标系下。

[0017] 本发明的而有益效果在于:

[0018] 本发明采用导管路径代替部分血管骨架,能更精确反映血管的形状,并扩展超声血管成像区域,具体优势如下:

[0019] 1. 为获取超声不可成像段血管图像,本发明突破了超声与 CT 等完整图像配准方法均要求覆盖相同血管区域的限制,能够在超声无法成像区域的血管变形后定位血管分支处。

[0020] 2. 为获取超声不可成像段血管图像,本发明利用参考分支处及血管长度在导管路径上定位目标血管分支处,解决了因血管变形后,直接使用导管路径与完整 CT 等图像配准造成目标血管分支处定位精度低的问题。

附图说明

- [0021] 图 1 为硬件构成图；
[0022] 图 2 为算法原理图；
[0023] 图 3 为实施原理图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图对本发明做进一步描述：

[0025] 本发明对超声无法获取骨骼下方血管图像问题进行了研究，设计了一套基于导管路径的扩展超声成像区域的血管可视化装置及方法。

[0026] 血管微创介入手术能够在微创条件下有效地治疗病症。三维多普勒超声是一种安全、实时的术中获取血管形态的成像方法，能够精确快速提供术中血管图像以引导导管到达目标位置。然而，超声无法穿透骨骼等强反射物获取其下方的血管图像用于导管导航。本发明利用导管路径来代替超声不可成像区域血管的空间位置及走向，并与超声可成像段血管中心线构建初步血管骨架，通过图像配准及血管中心线长度测量来定位分支血管，从而突破长久以来超声骨骼下方血管成像的限制，为血管微创介入手术导航提供一种精确有效的术中血管成像方法。

[0027] 以下对本发明做进一步的说明，具体内容如下：

[0028] 本发明利用导管路径和三维超声血管图像来构建完整血管图像。包括一套硬件装置及成像方法。具体说明如下：

[0029] 1. 硬件装置

[0030] 硬件包括一台三维超声仪，一套电磁定位设备，一条介入导管和计算机(图 1)。三维超声仪通过超声探头扫描血管获取三维图像。三维超声仪可以直接使用最先进的超声仪器，使用自带的三维多普勒成像功能生成图像，也可通过安装在超声探头的电磁定位传感器④构建一个自由臂三维超声成像系统。电磁定位设备包括一个磁场发生器③和两个 6 自由度定位传感器。磁场发生器用于定义空间坐标系，一个 6 自由度定位传感器安装在超声探头上用于获得超声图像的空间坐标，另一个嵌入在导管前端不可弯曲部分用于获得导管前端的坐标。三位超声仪与电磁定位装置均与计算机相连接。将获得的三维超声图像与导管路径通过计算机重建在同一坐标系下，并利用本发明的算法完成超声不可成像区域血管的可视化。

[0031] 2. 血管长度测量

[0032] 首先利用 CT 或 MRI 等成像设备获得所有相关血管图像，分割图像并计算血管图像的中心线(图 2. A.)。其次，确定参考血管分支处(图 2. A. 实心圆点)及目标血管分支处(图 2. A. 空心圆点)，参考血管分支处位于超声可成像范围内；目标血管分支处位于超声不可成像范围内并能够被导管路径覆盖。最后，计算从目标血管分支处到参考血管分支处间的中心线长度 L 。

[0033] 3. 超声可成像段血管中心线获取

[0034] 三维多普勒超声成像系统扫描可成像段血管，通过安装在超声探头上的定位传感器，超声图像上的任意像素均可获得其空间位置坐标。多普勒超声图像通过区分像素的颜色可以自动地将血管部分从灰度背景中分割出来。所有彩色像素被插值到空间中，得到一

个三维容积图像,计算可成像段血管的中心线(图 2. B.)。

[0035] 4. 导管路径获取

[0036] 导管前端通过加装微型可定位传感器,使导管前端的位置坐标与超声体积图像位于同一坐标系。导管插入血管后,在插管过程中记录导管前端位置。导管经过目标血管分支处并到达超声可成像段血管区域,与之部分重合。最后,所得到的导管路径数据利用 least squares splines 方法拟合,得到一条平滑的空间曲线,该曲线作为导管经过的血管骨架用于目标血管分支处定位(图 2. B.)。

[0037] 5. 超声可成像段血管中心线与导管路径的匹配

[0038] 由步骤 3 获得超声可成像段血管中心线将利用与导管路径重合部分进行空间配准。利用迭代最近点算法(ICP)将血管中心线注册到导管路径上,形成初步血管骨架(图 2. B.)。

[0039] 6. 导管路径上分支血管定位

[0040] 1) 从完整血管图像中心线获取 C_{CT} 部分,使 C_{CT} 对应超声可成像段血管中心线 C_{US} (图 2. C.)。

[0041] 2) 采用 ICP 算法将 C_{CT} 配准到 C_{US} ,使 C_{CT} 上任意一点满足公式(1)

$$[0042] \quad y = Rx + T \quad (1)$$

[0043] 其中, x 表示 C_{CT} 上的点; y 表示该点在电磁定位装置定义坐标系下的坐标; R 和 T 分别表示配准所得空间转换矩阵的旋转和位移部分。使用 R 和 T 可以将超声不可成像区域的目标血管配准到同一坐标系下,由于血管变形,目标血管分支处 y_v 不能与导管路径完全吻合(图 2. C.)。

[0044] 3) 为在导管路径上精确定位分支血管位置,在超声图像中心线上定位参考血管分支处(图 2. D.)。在导管路径上定位最终目标血管分支处 y_v' ,使之到参考血管分支处的中心线距离等于 L 。计算位移 $y_v' - y_v$,目标血管最终位置由公式(2)获得。

$$[0045] \quad y = Rx + T + y_v' - y_v \quad (2)$$

[0046] 7. 血管模型重建

[0047] 从 CT 等完整血管图像中心线上每一点截取血管横断面,并移植到步骤 6 中获得的最终血管骨架的对应点上。并使用膨胀与侵蚀图像处理得到表面光滑的血管模型(图 2. D.)。

[0048] 本发明针对超声骨骼下方血管成像问题进行研究,选取人体头颈部血管作为实施对象。以化学疗法治疗口腔癌插管术作为临床目标。以基于术中超声图像的导管导航作为临床问题,实施原理图如图 3 所示,具体实施方法如下:

[0049] 1. 超声引导的插管术

[0050] 口腔癌的化学疗法中,导管从颞浅动脉插入,假定目标血管是进入上颌动脉。通常,导管先经过上颌动脉的分支处,到达总颈动脉分支处,随后缓慢抽出导管。由于使用前端可弯曲导管,只要导管前端停留在目标血管分支处,通过旋转导管,前端弯曲部即可自动滑入目标血管中,随后注入药物。由于目标血管(上颌动脉)分支处位于下颞骨下方,因此,该插管术不能完全依赖术中超声进行图像指导定位。为实现术中超声图像指导的插管术,本发明利用多普勒超声获取总颈动脉、部分内颈动脉及外颈动脉图像。而目标血管的分支处定位利用插管过程中获取导管路径,与超声图像配准,构建术中血管骨架来实现。

[0051] 2. 术前图像获取

[0052] 患者在化疗前会进行相应患部的术前扫描,通常采用 CT 获取从颞浅动脉到总颈动脉之间的血管信息,包括相关血管的位置,形状,尺寸及肿瘤所在的血管。

[0053] 3. 术前血管图像的中心线获取

[0054] 本发明获取患部术前 CT 切片图像,利用 3D Slicer 专用软件重建切片图像。根据血管壁 CT 值将血管壁从背景中分割出来。分割后结果利用表面绘制构建术前血管图像模型。

[0055] 目前提取血管中心线算法包括:水平集、Fast Marching 和基于 Voronoi 图等方法。本发明采用基于 Voronoi 图方法提取血管中心线。

[0056] 4. 三维多普勒超声成像

[0057] 目前常见三维超声图像获取方式主要有①利用三维探头直接扫描和②基于二维探头的自由臂扫描,两种获取方式均可以重建三维术中图像。如若利用方式①,并且超声设备具有三维多普勒成像方式,则可以利用超声设备直接输出多普勒容积图像。若超声设备无三维多普勒成像方式,则需要采用获取方式②。

[0058] 本发明采用方式②,基于电磁定位的自由臂超声成像体系统,并与导管定位传感器使用同一空间坐标系,便于坐标转换与操作。自由臂超声是通过加装在二维超声探头上的空间位置定位传感器获得每幅超声图像的空间坐标。首先,通过定位传感器与超声成像平面间的标定,获得传感器坐标和二维图像坐标间的转换矩阵。其次,当装有定位传感器的超声探头扫描目标时,同时记录超声图像和定位传感器的位置信息。最后,利用等式 (3),二维超声图像上每个像素均可获得其空间坐标。

$$[0059] \quad y_c = R_c x_c + T_c \quad (3)$$

[0060] 其中 x_c 表示超声图像上某一点, R_c 和 T_c 分别是标定得到的转换矩阵中的旋转矩阵和平移矩阵。 y_c 是转换后的空间坐标点。

[0061] 5. 超声图像分割及血管中心线提取

[0062] 本发明利用多普勒超声获得血管图像。由于多普勒图像中血管部分的像素点具有颜色,因此,血管部分的像素可依据红绿蓝颜色分量不等的特性,与背景中灰度像素区分出来。所有二维多普勒超声图像经过此方法分割,血管部分的像素依据标定所得转换矩阵被映射到空间中,形成一幅血管容积图像。而后,经过腐蚀、膨胀处理,利用表面绘制形成术中超声可成像段血管模型。最后,利用基于 Voronoi 图方法提取血管中心线。

[0063] 6. 导管路径获取

[0064] 在导管前端可弯曲部分加装电磁定位传感器,使电磁定位装置追踪导管前端的空間位置。该导管从颞浅动脉进入,在外颈动脉血管段形成与术中超声扫描血管图像的一段重合区间。在实施插管术过程中,记录定位传感器的位置信息,在导管前端经过的血管内形成若干个空间位置点。最后,利用 least squares splines 拟合算法将这些空间位置点拟合为一条平滑的空间曲线。

[0065] 7. 术中初步血管骨架构建

[0066] 本发明利用电磁定位装置追踪二维超声探头及导管前端的位置。因此,所得到的超声图像及其中心线和导管路径位于同一空间坐标系。由于所使用导管与患部区域血管在直径上能够很好地匹配,导管前端会始终经过实际血管中心区域,因此,利用所得到的导管

路径代替术中血管中心线具有很高的精度。另一方面,由于超声图像的噪声和伪影等干扰,加之中心线算法的性能差异,所得到超声可成像段血管中心线精度相对较低,造成超声图像血管中心线与导管路径间有较小间隙,不能完全吻合。因此,本发明利用 ICP 算法,通过双方重合部分,使超声可成像段血管中心线变换到导管路径上,使重叠部分完全吻合。

[0067] 8. 目标血管定位

[0068] 利用术前图像中心线的内颈动脉、外颈动脉及总颈动脉部分与超声图像中心线配准,将配准得到的转换矩阵应用于目标血管,获得目标血管的方向。为在导管路径上定位目标血管分支处,将总颈动脉分支处作为参考分支处。由术前血管图像测量从总颈动脉分支处 B_{pc} 到上颌动脉的分支处 B_{pm} 的中心线长度记为 L_m 。同样,在术中初步血管骨架中找到劲总动脉分支处 B_{ic} ,从 B_{ic} 点开始在术中初步血管骨架上朝目标血管方向搜寻术中目标血管分支处点 B_{im} ,使从 B_{ic} 点到 B_{im} 点间的长度等于 L_m 。最终,点 B_{im} 即为术中超声不可成像段的目标血管分支处空间位置,在导管路径上标记出,可为导管在抽出过程中滑入目标血管时提供导航。

[0069] 9. 血管表面模型建立

[0070] 从 CT 图像中心线上每隔 0.2mm 重采样,同样,在术中最终血管骨架上也每隔 0.2mm 重采样。依据每个采样点到参考血管分支处的中心线距离,确定 CT 图像上重采样点与术中血管骨架上重采样点的对应关系。在 CT 图像中心线上每个点截取血管横断面,得到血管轮廓点。依据 CT 图像到超声图像间转换矩阵,将轮廓点注册到电磁定位装置坐标系中,形成术中血管表面点。利用膨胀与侵蚀处理方法,得到光滑血管表面模型。

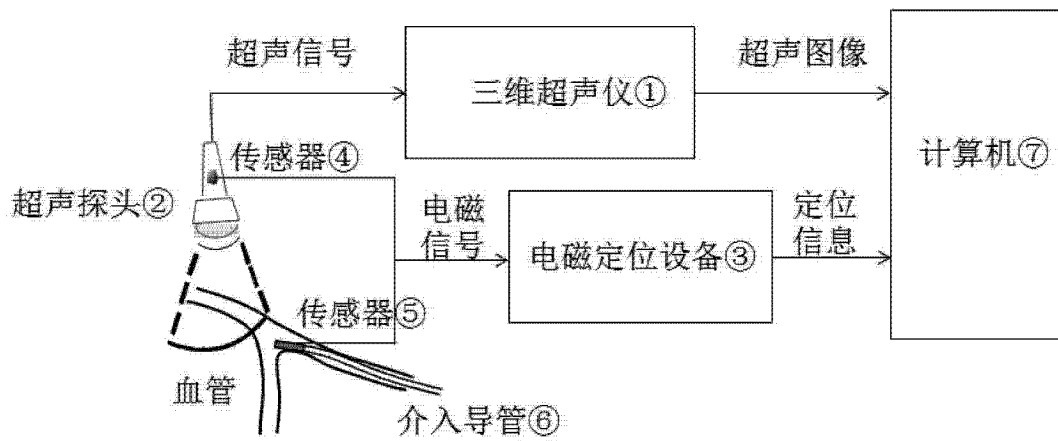


图 1

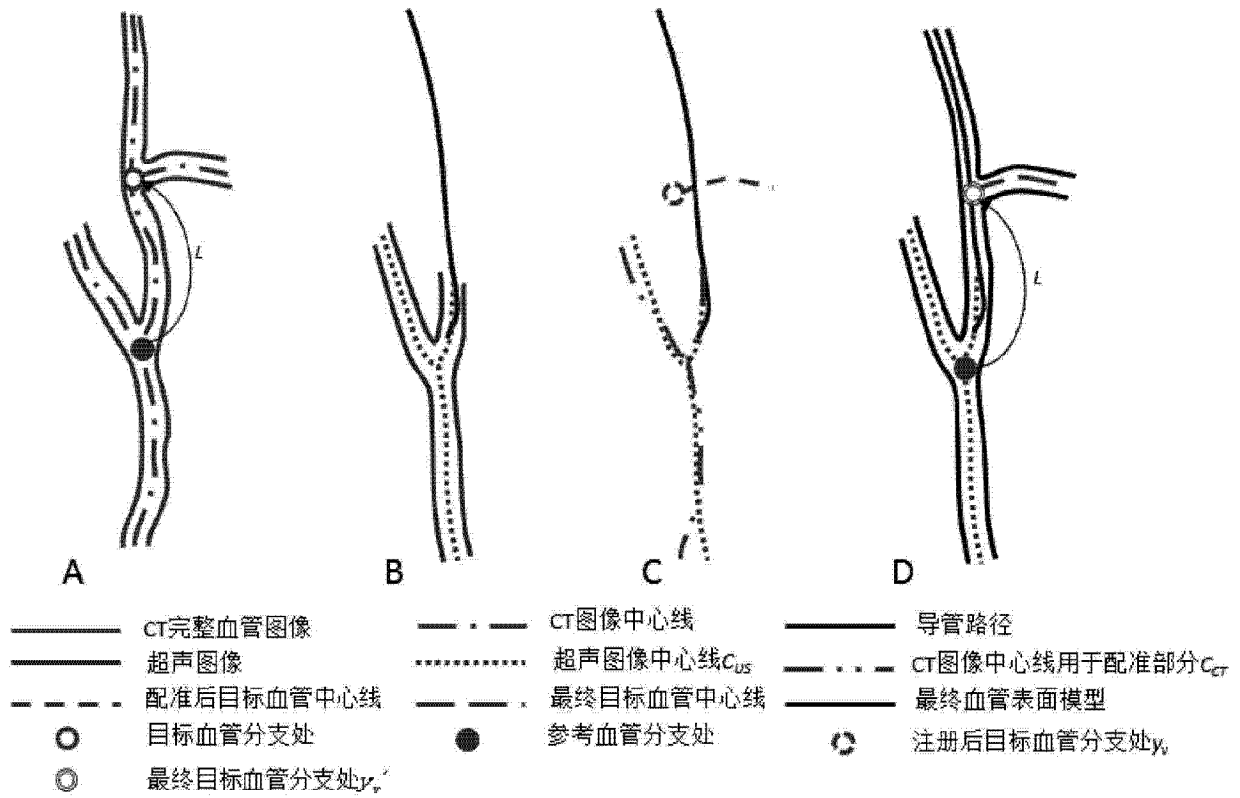


图 2

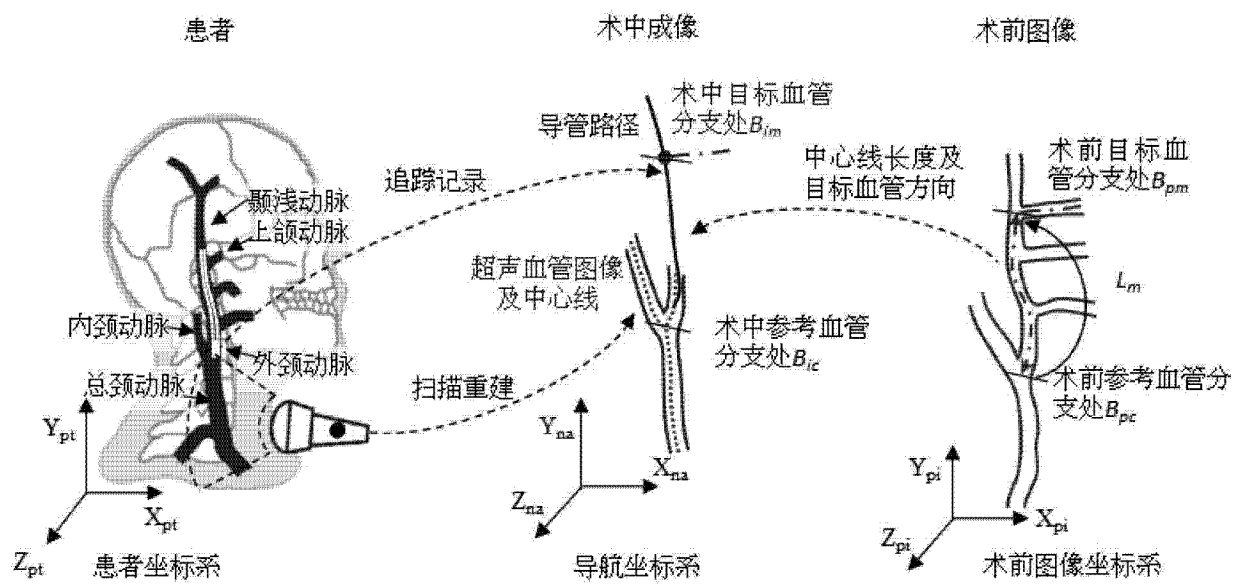


图 3

专利名称(译)	一种基于导管路径的扩展超声血管成像方法及装置		
公开(公告)号	CN103284760A	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	CN201310227438.9	申请日	2013-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
[标]发明人	栾宽 李金 梁洪 王磊 张立伟 郭良		
发明人	栾宽 李金 梁洪 王磊 张立伟 郭良		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
其他公开文献	CN103284760B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于手术导航技术领域，具体涉及一种基于导管路径的扩展超声血管成像装置和方法。本发明包括一台三维超声仪，一套电磁定位设备，一条介入导管和计算机，三维超声仪通过超声探头扫描血管获取三维图像，电磁定位设备包括一个磁场发生器和两个6自由度定位传感器，磁场发生器定义空间坐标系，一个6自由度定位传感器安装在超声探头上获得超声图像的空间坐标，另一个6自由度定位传感器嵌入在导管前端不可弯曲部分获得导管前端的坐标，三位超声仪与电磁定位装置均与计算机相连接，将获得的三维超声图像与导管路径通过计算机重建在同一坐标系下。本发明能够在超声无法成像区域的血管变形后定位血管分支处。

