



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510127193.8

[43] 公开日 2007年6月6日

[11] 公开号 CN 1973776A

[22] 申请日 2005.11.28  
[21] 申请号 200510127193.8  
[71] 申请人 香港理工大学  
地址 香港九龙红磡  
[72] 发明人 郑永平 黄庆华

[74] 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司  
代理人 王玉双 潘培坤

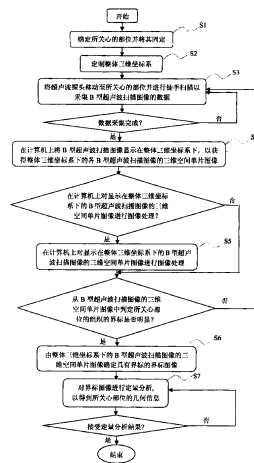
权利要求书 4 页 说明书 19 页 附图 10 页

## [54] 发明名称

三维超声波检测方法

## [57] 摘要

本发明提供一种三维超声波检测方法，包括下述步骤：确定所关心的部位并将其固定；定制整体三维坐标系；将超声波探头移动至所关心的部位并进行徒手扫描以采集 B 型超声波扫描图像并传送到计算机；与前一步骤同步，通过测定该超声波探头位置的空间定位装置获得该超声波探头的空间定位数据并传送到计算机；将 B 型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下，以获得整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像；在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的所述三维空间单片图像中确定具有界标的界标图像；以及对所述的界标图像进行定量分析。由此，依据本发明可以无需重构组织的整个体积图像而可现场、实时、快速地进行检测。



1. 一种三维超声波检测方法，其特征在于，包括下述步骤：

步骤 a：确定所关心的部位并将其固定；

步骤 b：定制整体三维坐标系；

步骤 c：将超声波探头移动至所关心的部位并进行徒手扫描以采集 B 型超声波扫描图像，并经由该超声波探头将 B 型超声波扫描图像传送至计算机；

步骤 d：与步骤 c 同步，通过测定该超声波探头位置的空间定位装置获得该超声波探头的空间定位数据，并经由该空间定位装置将该超声波探头的空间定位数据传送至计算机；

步骤 e：基于采集到的 B 型超声波扫描图像和该超声波探头的空间定位数据，将 B 型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下，以获得整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像；

步骤 f：在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的所述三维空间单片图像中确定具有界标的界标图像；以及

步骤 g：对所述的界标图像进行定量分析，以得到所关心部位的三维几何信息。

2. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法，其特征在于，在所述的步骤 b 中，该整体三维坐标系在涉及多个所关心的部位时由所述多个所关心的部位所对应的区域来确定。

3. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法，其特征在于，所述的经由该超声波探头将 B 型超声波扫描图像传送至该计算机的步骤 c 是通过设在该超声波扫描仪上的视频输出端和设在该计算机上的数字视频捕捉卡之间的线缆或通过无线传输方式来实现。

4. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法，其特征在于，所述的经由该空间定位装置将该超声波探头的空间定位数据传送至该计算机的步骤 d 是通过从该空间定位装置连接到该计算机的线缆或通过无线传输方式来实现。

5. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法，其特征在于，该 B 型超声波扫描仪和该计算机是合二为一的。

6. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 该 B 型超声波扫描仪、该计算机和该空间定位装置是合三为一的。

7. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述步骤 e 包括下述步骤:

步骤 e1: 确定 B 型超声波扫描图像上的像素在所述整体三维坐标系下的位置; 以及

步骤 e2: 形成在所述整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。

8. 如权利要求 7 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述确定 B 型超声波扫描图像上的像素在所述整体三维坐标系的位置的步骤 e1 是由坐标变换实现。

9. 如权利要求 7 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的形成在所述整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像的步骤 e2 是由在确定了 B 型超声波扫描图像上的像素在所述整体三维坐标系下的位置后直接将所述像素定位于所述整体三维坐标系下实现。

10. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述步骤 f 包括下述步骤:

步骤 f1: 所述的界标图像在界标为一个点、一直线或一平面时由一个 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像来确定;

步骤 f2: 所述的界标图像在界标为小区域时由多个 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像构成的一个局部连续小体积图像及其切片来确定。

11. 如权利要求 10 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的步骤 f2 包括下述步骤:

步骤 f21: 依据所述的界标图像在界标为小区域时所对应的小区域构造体积坐标系以及所述体积坐标系的体素列阵;

步骤 f22: 在该小区域内采集多个 B 型超声波扫描图像;

步骤 f23: 形成局部连续小体积图像;

步骤 f24: 形成局部连续小体积图像的切片; 以及

步骤 f25: 调整所述切片的位置以确定界标图像。

12. 如权利要求 11 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 在所述步骤 f21 中, 所述体积坐标系的体素阵列为规则的体素阵列。

13. 如权利要求 11 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 在所述步骤 f21 中, 所述体积坐标系的体素阵列为不规则的体素阵列。

14. 如权利要求 12 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的规则的体素阵列为正方体或长方体。

15. 如权利要求 13 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的不规则的体素阵列为四面体或六面体。

16. 如权利要求 11 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的步骤 f23 包括下述步骤:

步骤 f231: 确定所述多个 B 型超声波扫描图像上的像素在所述体积坐标系下的位置;

步骤 f232: 确定在所述体积坐标系中的每个体素的体素灰度; 以及

步骤 f233: 对未填充像素的体素进行间隙填充以形成局部连续小体积图像。

17. 如权利要求 16 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的确定所述多个 B 型超声波扫描图像上的像素在所述体积坐标系的位置的步骤 f231 是由坐标变换实现。

18. 如权利要求 16 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的确定在所述体积坐标系中的每个体素的体素灰度的步骤 f232 是由在所述体积坐标系下对所述 B 型超声波扫描图像上的像素进行插值实现。

19. 如权利要求 16 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的对未填充像素的体素进行间隙填充以形成局部连续小体积图像的步骤 f233 是由对未填充像素的体素进行插值实现。

20. 如权利要求 11 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的形成局部连续小体积图像的切片的步骤 f24 是在体积坐标系下通过插值来实现。

21. 如权利要求 11 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述调整所述切片的位置以确定界标图像的步骤 f25 是在体积坐标系下通过插值来实现。

22. 如权利要求 11 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述切片至少为一个。

23. 如权利要求 22 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述至少一个切片包括三个正交切片。

24. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的步骤 g 包括下述步骤:

步骤 g1: 选定查看界标图像的角度;

步骤 g2: 在界标图像上确定界标;

步骤 g3: 确定界标标定点和界标标定矢量线并添加在相应的界标图像上;

步骤 g4: 将具有所述界标标定点和所述界标标定矢量线的所述界标图像旋转、移动及放大, 以检查所述界标标定点和所述界标标定矢量线; 以及

步骤 g5: 选定所述界标标定矢量线并计算其长度及夹角。

25. 如权利要求 24 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述的确定界标标定点和界标标定矢量线并添加在相应的界标图像上的步骤 g3 是通过在确定界标的界标图像上添加对应于所述界标的点或线来生成界标标定点或界标标定线或由生成的所述的界标标定点之间的连线来生成界标标定矢量线而实现。

26. 如权利要求 1 所述的三维超声波检测方法, 其还包括:

步骤 h: 在计算机上对显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像进行图像处理, 以清楚地显示 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。

27. 如权利要求 26 所述的三维超声波检测方法, 其特征在于, 所述步骤 h 包括: 对 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像进行亮度、对比度、去噪声以及光滑等处理。

## 三维超声波检测方法

### 技术领域

本发明涉及一种三维超声波检测方法，尤其是涉及一种针对组织的三维超声波检测方法。

### 背景技术

在医学领域中，三维定量测量器官或创伤的长度、角度、面积或体积对于精确地了解解剖结构、研究器官或组织的生理行为以及随后给出准确诊断结论是相当重要的。通常精确的三维测量仅可通过由磁共振成像（MRI）、X射线计算机断层照影（CT）或三维超声波成像得到的体积图像来实现。

MRI 或 CT 技术进行的三维测量是基于由一系列 CT 或 MRI 生成的平行的二维切片(slice)图像形成的三维体积图像来进行的，这类方法需要采集大量的器官或组织的横截面图像以重构整个组织或器官的三维体积图像，这导致检查诊断费用昂贵、数据处理也非常耗时。此外，在进行 X 射线 CT 扫描时，受检者不得不承受有害的辐射。

与 CT 和 MRI 不同的是，采用超声波成像技术具有价格低廉、非辐射性、非损伤性和易于操作等优点。传统的二维 B 超声波扫描系统允许操作者在受检者的皮肤上方移动探头并实时产生探头下方的二维解剖学横截面图像。该方法可以进行快速的组织测量。但是，受二维图像信号的限制，随后的图像分析仅局限于单个二维平面。最近提出了一种称为扩展视野的新扫描模式。采用这种模式，操作者可沿扫描方向移动超声波探头，而且该系统可将连续捕捉的二维 B 型超声波扫描图像结合在一起以产生解剖结构的扩展视图。该技术利用图像特征的相互关系以将这些连续捕捉的图像结合。这种技术已经成功地应用到包括肌肉骨骼以及腹部成像在内的不同领域。但是，该模式仅可得到在相同横截面上的该图像的扩展视图。在更换探头成像横截面的位置或无法连续得到图像时，就不能形成该扩展视图。由此，这依然不能满足在

实际情况下从不同的平面进行测量以获取器官或组织的三维几何特征的要求。

由此，越来越多的注意力集中在三维超声波检测系统的研制，其相对更便宜并更易于操作。但是，三维组织测量依然依赖于“体素阵列”以进行整个体积图像重构。当两个测量点距离大时，例如贯穿关节的肌骨骼组织，仅扫描就要占用很长的时间。另外，当组织的整个体积较大时，利用二维超声波扫描图像进行该组织的整个体积图像的重构将相当耗时。此外，当扫描过程持续太长时间时，更需要考虑受检者肢体移动对成像造成的影响。

尽管存在着诸多方法可构造三维超声波检测系统，但是在这些系统中徒手（freehand）成像技术为最流行和最灵活的方法。大多数徒手成像系统均设有可捕捉探头的位置和方向的空间位置跟踪系统。在徒手成像技术中，操作者手持探头在所关心的组织区域的皮肤上方进行扫描，从而采集到具有探头空间信息的 B 型超声波扫描图像，进而进行所关心的组织的整个体积图像重构。但是由于涉及整个体积图像重构，所以会存在上述与体积图像重构相关的技术相同的缺陷，即检查费用昂贵、整个重构体积图像数据耗时，并且过长时间的扫描容易导致受检者的肢体移动。此外，由于体积图像重构会引入插值误差，同时受检者的肢体移动也会带来随机误差，这些误差将对随后的组织的几何特征（距离、角度、面积和体积）的检测精度造成影响。尽管目前计算机技术的发展相当迅速，对于大型复杂算法的个人计算机的计算能力以及速度都有明显地提高。但是如前所述，如果待检测的组织（例如在腕关节和肩关节之间的组织）的体积过大，那么势必导致整个体积图像重构的计算量变得相当可观，这将使基于个人电脑的计算能力很有可能依然无法完成在极短时间内的快速计算。

由此，普拉格等人提出了一种无需构造体素阵列的徒手超声波三维测量系统（“Stradx 徒手三维超声波的实时捕捉和可视化”，普拉格等，医学图像分析，第 3 卷，第 129-140 页，1999 年（“Stradx: real-time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound”，Prager et al, Med Image Anal, Vol.3, Page 129-140, 1999）；“无需体素的徒手三维超声波：采用 Stradx 系统进行体积检测和可视化”，普拉格等，超声波学，第 40 卷，第 109-115 页，2002 年（Freehand 3D ultrasound without voxels: volume measurement and

visualization using the Stradx system, Ultrasonics, Prager et al, Vol.40, Page 109-115, 2002)。其中,该系统被称为“序列化徒手三维超声波”,其采用所谓的“序列化B型超声波扫描图像”以代替“体素阵列”,从而可通过连续形成的一系列B型超声波扫描图像来显示和估计体积图像数据。由此,可基于原始的B型超声波扫描图像进行定量分析。该方法主要用于体积计算,所以需要对大量B型超声波超声图像进行分析处理,采集过程和分析过程都比较耗时,因此容易出现受检者在扫描过程中移动肢体的现象。

如前所述,三维定量测量组织和创伤的长度、角度、面积及体积在医学领域中是十分重要的。但是对于几何特征参数的需求可视不同的应用情况会有所区别。尽管,基于组织的整个体积图像重构的三维超声波检测技术在整个体积图像重构后可进行几何特征分析和处理,但是对于某些应用场合(尤其是在整形外科、理疗、体育训练等肌骨骼医学应用领域中,需要进行现场实时、快速地测量诸如骨骼、关节、筋以及肌肉等不同组织之间的空间关系),仅需组织的长度、角度等几何特征而无需组织的整个体积。由此,存在着无需对整个体积图像进行重构来确定组织的长度和角度的应用的需求和可行性。

## 发明内容

本发明要解决的技术问题是提供一种无需重构组织的整个体积图像而直接利用原始的二维B型超声波扫描图像来确定组织的距离和角度的三维超声波检测方法。

为了解决上述技术问题,本发明提供一种快速三维超声波检测方法,其特征在于,包括下述步骤:步骤a:确定所关心的部位并将其固定;步骤b:定制整体三维坐标系;步骤c:将超声波探头移动至所关心的部位并进行徒手扫描以采集B型超声波扫描图像,并经由该超声波探头将B型超声波扫描图像传送至计算机;步骤d:与步骤c同步,通过测定该超声波探头位置的空间定位装置获得该超声波探头的空间定位数据,并经由该空间定位装置将该超声波探头的空间定位数据传送至计算机;步骤e:基于采集到的B型超声波扫描图像和该超声波探头的空间定位数据,将B型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下,以获得整体三维坐标系下的各B型超声波扫描图像的

三维空间单片图像；步骤 f：在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的所述三维空间单片图像中确定具有界标的界标图像；以及步骤 g：对所述的界标图像进行定量分析，以得到所关心部位的三维几何信息。

在上述的三维超声波检测方法中，在所述的步骤 b 中，该整体三维坐标系在涉及多个所关心的部位时由所述多个所关心的部位所对应的区域来确定。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的经由该超声波探头将 B 型超声波扫描图像传送至计算机的步骤 c 是通过设在该超声波扫描仪上的视频输出端和设在该计算机上的数字视频捕捉卡之间的线缆或通过无线传输方式来实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的经由该空间定位装置将该超声波探头的空间定位数据传送至该计算机的步骤 d 是通过从该空间定位装置连接到该计算机的线缆或通过无线传输方式来实现。

在上述的三维超声波检测方法中，该 B 型超声波扫描仪和该计算机可合二为一。

在上述的三维超声波检测方法中，该 B 型超声波扫描仪、该计算机和该空间定位装置可合三为一。

在上述的三维超声波检测方法中，所述步骤 e 包括下述步骤：步骤 e1：确定 B 型超声波扫描图像上的像素在所述整体三维坐标系下的位置；以及步骤 e2：形成在所述整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的确定 B 型超声波扫描图像上的像素在所述整体三维坐标系的位置的步骤 e1 是由坐标变换实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的形成在所述整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像的步骤 e2 是由在确定了 B 型超声波扫描图像上的像素在所述整体三维坐标系下的位置后直接将所述像素定位于所述整体三维坐标系下实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述步骤 f 包括下述步骤：步骤 f1：所述的界标图像在界标为一个点、一直线或一平面时由一个 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像来确定；步骤 f2：所述的界标图像在界标为小区域

时由多个 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像构成的一个局部连续小体积图像及其切片来确定。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的步骤 f2 包括下述步骤：步骤 f21：依据所述的界标图像在界标为小区域时所对应的小区域构造体积坐标系以及所述体积坐标系的体素列阵；步骤 f22：在该小区域内采集多个 B 型超声波扫描图像；步骤 f23：形成局部连续小体积图像；步骤 f24：形成局部连续小体积图像的切片；以及步骤 f25：调整所述切片的位置以确定界标图像。

在上述的三维超声波检测方法中，在所述步骤 f21 中，所述体积坐标系的体素阵列为规则的体素阵列。

在上述的三维超声波检测方法中，在所述步骤 f21 中，所述体积坐标系的体素阵列为不规则的体素阵列。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的规则的体素阵列为正方体或长方体。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的不规则的体素阵列为四面体或六面体。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的步骤 f23 包括下述步骤：步骤 f231：确定所述多个 B 型超声波扫描图像上的像素在所述体积坐标系下的位置；步骤 f232：确定在所述体积坐标系中的每个体素的体素灰度；以及步骤 f233：对未填充像素的体素进行间隙填充以形成局部连续小体积图像。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的确定所述多个 B 型超声波扫描图像上的像素在所述体积坐标系的位置的步骤 f231 是由坐标变换实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的确定在所述体积坐标系中的每个体素的体素灰度的步骤 f232 是由在所述体积坐标系下对所述 B 型超声波扫描图像上的像素进行插值实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的对未填充像素的体素进行间隙填充以形成局部连续小体积图像的步骤 f233 是由对未填充像素的体素进行插值实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的形成局部连续小体积图像的切片的步骤 f24 是在体积坐标系下通过插值来实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述调整所述切片的位置以确定具有

界标的界标图像的步骤 f25 是在体积坐标系下通过插值来实现。

在上述的三维超声波检测方法中，所述切片至少为一个。

在上述的三维超声波检测方法中，所述至少一个切片包括三个正交切片。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的步骤 g 包括下述步骤：步骤 g1：选定查看界标图像的角度；步骤 g2：在界标图像上确定界标；步骤 g3：确定界标标定点和界标标定矢量线并添加在相应的界标图像上；步骤 g4：将具有所述界标标定点和所述界标标定矢量线的所述界标图像旋转、移动及放大，以检查所述界标标定点和所述界标标定矢量线；以及步骤 g5：选定所述界标标定矢量线并计算其长度及夹角。

在上述的三维超声波检测方法中，所述的确定界标标定点和界标标定矢量线并添加在相应的界标图像上的步骤 g3 是通过在确定界标的界标图像上添加对应于所述界标的点或线来生成界标标定点或界标标定线或由生成的所述的界标标定点之间的连线来生成界标标定矢量线而实现。

在上述的三维超声波检测方法中，其还包括：步骤 h：在计算机上对显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像进行图像处理，以清楚地显示 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。

在上述的三维超声波检测方法中，所述步骤 h 包括：对 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像进行亮度、对比度、去噪声以及光滑等处理。

依据本发明所提供的快速三维超声波检测方法，仅需采集很少的包含所关心的解剖信息（例如界标）的二维 B 型超声波扫描图像来检测三维形体组织的距离和角度，而无需像现有技术需采集数量相当的 B 型超声波扫描图像以形成组织的整个体积。由此可以实现在现场实时、快速地对组织进行三维检测。

## 附图说明

下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步详细的说明。在附图中：

图 1 示出了用于本发明所述方法的三维超声波测量系统；

图 2 为示出了依据本发明所述的三维超声波检测方法的流程图；

图3为示出了由B型超声波扫描图像获得整体三维坐标系下的各B型超声波扫描图像的三维空间单片图像的流程图中；

图4为示出了整体三维坐标系与二维B型超声波扫描图像平面的空间位置关系的示意图；

图5示出了显示在整体三维坐标系下的B型超声波扫描图像的三维空间单片图像；

图6为示出了由整体三维坐标系下的B型超声波扫描图像的三维空间单片图像确定具有界标的界标图像的流程图中；

图7为示出了构造局部连续小体积图像以及切片来确定界标图像的主要流程图；

图8为示出了依据所关心部位的所对应的小区域构造体积坐标系示意图；

图9为示出了形成局部连续小体积图像的主要流程图；

图10为示出了用于体积坐标系的数据映射的二维示意图；

图11为示出了对界标图像进行定量分析以得到所关心部位的几何信息的流程图；

图12为示出了在整体三维坐标下的界标图像以及在其上标注有界标标定点和界标标定矢量线的示意图；

图13示出了在检测过程中其中一位受检者穿有足踝矫正器时的姿态；

图14示出了其中一位受检者下肢的三维MRI数据集；

图15示出了依据本方法第一实施例确定的用于定量计算的第一趾骨和胫骨的四个界标图像；

图16示出了确定第一趾骨界标的示意图，其中左侧图为依据MRI得到的体积图像，右侧图给出了依据本发明确定的与右脚第一趾骨的界标位置相对应的界标图像；以及

图17为示出了以上臂组织为例利用局部连续小体积图像来确定界标图像的示意图。

其中，附图标记说明如下：

- 1 超声波扫描仪
- 2 超声波探头

3 电磁空间定位装置	4 电磁场发射器
5 空间定位传感器	6 计算机
GC 整体三维坐标系	VC 体积坐标系
R 空间定位传感器的坐标系	
P B型超声波扫描平面的坐标系	T 电磁场发射器的坐标系
X、Y、Z 整体三维坐标系的坐标	$X_C$ 、 $Y_C$ 、 $Z_C$ 体积坐标系的坐标
S1-S7 步骤	S41、S42 步骤
S61、S62 步骤	S621-S625 步骤
S6231-S6233 步骤	S71-S74 步骤

### 具体实施方式

图1给出了用于本发明所述方法的三维超声波测量系统。该三维超声波检测系统包括：超声波扫描仪1，其用于采集所关心部位的组织的二维B型超声波扫描图像，其包括可沿任意方向移动的超声波探头2；电磁空间定位装置3，其包括电磁场发射器4和连接在超声波探头2上的空间定位传感器5，电磁场发射器4产生空间变化的磁场而空间定位传感器5检测超声波探头2的位置和方向，以便实时记录超声波探头2的位置和方位；以及计算机6，其上设有数字视频捕捉卡、RS232串行口并存储有用户定制的程序，计算机6通过线缆连接到超声波扫描仪1的视频输出端并通过数字视频捕捉卡将采集到的二维B型超声波扫描图像视频信号数字化，计算机6上的RS232串行口通过线缆连接到电磁空间定位装置3的输出端以将超声波探头2的空间位置和方向的数据传输至计算机6，计算机6上的所述程序基于采集到的B型超声波扫描图像以及由电磁空间定位装置3获得的超声波探头2的空间位置和方向的数据（以下简称为空间定位数据）对B型超声波扫描图像进行显示、图像处理以及定量分析。

图2给出了依据本发明所述的三维超声波检测方法的流程图。该三维超声波检测方法包括步骤：确定所关心的部位并将其固定(步骤S1)；定制整体三维坐标系(步骤S2)；将超声波探头2移动至所关心的部位并进行徒手扫描以采集B型超声波扫描图像的数据(步骤S3)，此时所采集的数据包括B型超声波扫描图像的图像本身以及由安装在超声波探头2上的空间定位传感

器 5 获得的超声波探头 2 的空间定位数据, 该数据采集过程实时地由计算机 6、超声波扫描仪 1 和电磁空间定位装置 3 来完成, 其中超声波探头 2 的空间定位数据通过连接到计算机 RS232 串行口的线缆从电磁空间定位装置 3 传送至计算机 6, 而 B 型超声波扫描图像通过设在超声波扫描仪 1 上的视频输出端和设在计算机 6 上的数字视频捕捉卡之间的线缆传送至计算机 6; 判定数据采集是否完成, 如果数据采集完成, 则进行步骤 S4, 如果数据采集未完成, 则返回到步骤 S3, 继续进行数据采集; 在数据采集完成后, 基于采集到并传送至计算机 6 的 B 型超声波扫描图像和该超声波探头 2 的空间定位数据, 在计算机 6 上将 B 型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下, 以获得整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像(步骤 S4); 如果显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像的质量对于后续分析已足够, 则可不进行步骤 S5 而直接从 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像中进行判定以确定所关心部位的组织的界标是否明显, 否则执行步骤 S5, 即在计算机 6 上对显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像进行图像处理(诸如亮度、对比度、噪声以及光滑度等的图像处理), 以使所述三维空间单片图像更清晰; 判定 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像中是否明显有所关心部位的组织的界标, 如果不明显含有所关心部位的组织的界标, 则需另采集 B 型超声波扫描图像, 即返回步骤 S2 重复上述过程, 如果明显含有所关心部位的组织的界标, 则执行步骤 S6, 即在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像中确定具有界标(landmark)的界标图像(landmark image); 对界标图像进行定量分析(步骤 S7), 以获得所关心部位的几何信息; 以及对定量分析结果进行判断, 如果对定量分析结果不满意, 则返回步骤 S7, 如果接受定量分析结果, 则结束整个检测过程, 从而获得所关心的部位的组织的几何信息。

在利用超声波探头 2 进行徒手扫描的过程中, 操作者可自由地将超声波探头 2 移动到与所关心部位所对应的皮肤上方。在超声波探头 2 扫描获得所关心部位的组织的 B 型超声波扫描图像的同时, 安装在超声波探头 2 上的空间定位传感器 5 将同步读取超声波探头 2 的空间定位数据, 由此, 每个捕捉的二维 B 型超声波扫描图像将在整体三维坐标系下具有唯一的三维空间位

置。于是，在整体三维坐标系下的三维空间中便可将所扫描的二维 B 型超声波扫描图像以它们之间的正确相对位置来显示，由此便于操作者进行后续的诊断。因此在将确定所关心的部位并将其固定（图 2 的步骤 S1）之后，为了在计算机上将 B 型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下（图 2 的步骤 S4），首先需要定制整体三维坐标系（图 2 的步骤 S2）。

在图 2 的步骤 S2 中，定制整体三维坐标系可依据上述所关心的部位所对应的区域的大小来进行。在实际检测中，可能会涉及多个所关心的部位，例如某些形体部位可穿过不同的组织部分（诸如上肢和肩膀），其中每个所关心的部位对应于一个要扫描区域。整体三维坐标系由所述多个所关心的部位来确定，且该整体三维坐标系的范围覆盖超声波探头 2 的位置。

在完成图 2 的数据采集后，基于上述所定制的整体三维坐标系，进行图 2 的步骤 S4 的处理，即在计算机 6 上将 B 型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下，以获得整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。在此，显示在整体三维坐标系的 B 型超声波扫描图像为依然为片状，但是其为显示在整体三维坐标系下的图像，故在此定义为三维空间单片图像，以区别于原始二维平面的 B 型超声波扫描图像。图 3 为示出了由 B 型超声波扫描图像获得整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像流程图。步骤 S4 包括子步骤：确定 B 型超声波图像上的像素在整体三维坐标系下的位置（步骤 S41）；以及形成整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像（步骤 S42）。

下面先说明步骤 S41，即确定 B 型超声波图像上的像素在整体三维坐标系下的位置。步骤 S41 基于所述定制的整体三维坐标系，B 型超声波扫描图像上的像素通过超声波探头 2 的空间定位数据换转到整体三维坐标系下，从而确定其在整体三维坐标系下的位置。

图 4 为示出了整体三维坐标系与二维 B 型超声波扫描图像平面的空间位置关系的示意图。B 型超声波扫描图像平面上的像素在整体三维坐标系 GC 内的空间位置将涉及整体三维坐标系 GC 的坐标点、电磁场发射器 4 的位置点、空间定位传感器 5 的位置点以及 B 型扫描图像平面上像素的位置点等四个要素并涉及四个坐标系的坐标转换关系。

如图 4 以及公式 (1) 所示，首先将 B 型超声波扫描图像上的像素从 B

型超声波扫描平面的坐标系 P 转换至空间传感器 5 的坐标系 R；然后，依据所获得超声波探头 2 的空间定位数据，将已转换在 R 坐标系下的像素转换至电磁空间定位装置 3 的电磁场发射器 4 的坐标系 T；最后，将已转换在 T 坐标系下的像素转换至整体三维坐标系 GC。由此经过上述坐标转换后的 B 型超声波扫描图像的像素将确定在相应的整体三维坐标系 GC 下。在上述四个坐标系的变换中，由 B 型超声波扫描平面的坐标系 P 至空间定位传感器 5 的坐标系 R 之间的坐标变换为未知的，因此可采用公知的交叉线模型（cross-wire phantom）通过 Levenberg-Marquardt 非线性算法来计算坐标系 P 至坐标系 R 之间的坐标转换关系。

$$\vec{v}_{GC} = M_{T \rightarrow GC} \cdot M_{R \rightarrow T} \cdot M_{P \rightarrow R} \cdot \vec{v}_P \quad \text{公式 (1)}$$

其中， $\vec{v}_P$  为在 B 型超声波扫描平面的坐标系 P 内的像素的矢量， $\vec{v}_{GC}$  为该像素在整体三维坐标系 GC 内的转换矢量； $M_{T \rightarrow GC}$ 、 $M_{R \rightarrow T}$  和  $M_{P \rightarrow R}$  分别为从 B 型超声波扫描平面的坐标系 P 到整体三维坐标系 GC 之间的三个坐标变换矩阵。

由公式 (1) 的计算，可将 B 型超声波扫描图像上的像素的位置转换到相应的整体三维坐标系 GC 下。

之后进行步骤 S42，形成整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。在将各 B 型超声波扫描图像的像素置于由步骤 S41 确定的其在整体三维坐标系 GC 下的位置，从而生成 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。

至此，完成步骤 S4，即由采集的原始 B 型超声波扫描图像获得整体三维坐标系下的各 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。图 5 示出了显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像。

此时，如果显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像的质量对于后续分析已足够，则可不进行步骤 S5 而直接对从 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像中进行判定，以确定所关心部位的组织的界标是否明显；否则执行步骤 S5，即在计算机 6 上对显示在整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像进行图像处理。在图像处理步骤 S5 中，可针对三维空间单片图像采用公知技术进行亮度、对比度、去噪声、光滑度之类的图像处理，从而提高所显示的三维空间单片图像的质量。

例如,采用中值(Median)滤波器(3×3或5×5像素)和高斯卷积(Gaussian)滤波器( $\delta=0.5-20$ ,卷积(kernel size)=3×3或5×5像素),以去除噪声。

接着,判定B型超声波扫描图像的三维空间单片图像中是否明显有所关心部位的组织的界标,如果不明显含有所关心部位的组织的界标,则需另采集B型超声波扫描图像,即返回步骤S2重复上述过程;如果明显含有所关心部位的组织的界标,则执行步骤S6,即由整体三维坐标系下的B型超声波扫描图像的三维空间单片图像确定具有界标的界标图像。

图6为示出了由整体三维坐标系下的B型超声波扫描图像的三维空间单片图像确定具有界标的界标图像的流程图。

步骤S6包括步骤:所关心部位的组织的界标为B型超声波扫描图像的三维空间单片图像上的点、线或面时,将具有该界标的B型超声波扫描图像的三维空间单片图像确定为界标图像(步骤S61);以及所关心部位的组织的界标不是为B型超声波扫描图像的三维空间单片图像上的点、线或面时(即为一小区域时),构造局部连续小体积图像及其切片来确定界标图像(步骤S62)。

图7为示出了构造局部连续小体积图像及其切片来确定界标图像的主要流程图。如图7所示,步骤S62包括子步骤:依据所关心部位所对应的小区域构造体积坐标系以及所述体积坐标系的体素列阵(步骤S621);在该小区域内采集多个B型超声波扫描图像(步骤S622);形成局部连续小体积图像(步骤S623);如果接受该局部连续小体积图像,则执行步骤S624,即形成局部连续小体积图像的切片,否则返回步骤S622,重复上述步骤;以及调整所述切片的位置以确定界标图像(步骤S625)。

在步骤S621中,需要依据所关心部位所对应的小区域构造体积坐标系以及所述体积坐标系的体素列阵。图8为示出了依据所关心部位所对应的小区域构造体积坐标系的示意图。

体积坐标系VC的定制可采用例如类似于关键帧(Key frame)来定义。如图8所示,在执行步骤S622之前,记录两个参考帧将代表要与所关心部位对应的小区域的起始位置和终止位置。依据这两个参考帧,可创建体积坐标系的体积,其宽度和高度等于单个B型超声波扫描图像的宽度和高度,而其长度等于两个参考帧之间的距离。由此Z<sub>c</sub>轴可以定义为从起始点至终止

点之间的矢量，而  $X_c$  轴和  $Y_c$  轴可由起始点和所定义的  $Z_c$  轴通过右手准则来确定，从而定制了体积坐标系 VC。当然，该体积坐标的体积不局限于此，可依据实际情况做相应的变化，如其宽度或高度不等于单个 B 型超声波扫描图像的宽度或高度。

在定制了体积坐标系 VC 后，然后在该体积坐标系 VC 下定制图 7 的步骤 S621 中的体积坐标系的体素阵列。如图 10 所示，该体积坐标系的体积可离散成规则的立方体体素，由此以便将 B 型超声波扫描图像上的像素的灰度映射到体积坐标系下的体素阵列内。

至此，完成图 7 的步骤 S621 的依据所关心部位所对应的小区域构造体积坐标系以及所述体积坐标系的体素列阵的过程。

然后执行了步骤 S622，即在该小区域内采集多个 B 型超声波扫描图像。接着执行步骤 S623，即形成局部连续小体积图像。

图 9 为示出了形成局部连续小体积图像的主要流程图。

所述的步骤 S623 包括子步骤：确定所述多个 B 型超声波扫描图像上的像素在所述体积坐标系下的位置（步骤 S6231）；确定在所述体积坐标系中的每个体素的体素灰度（步骤 S6232）；以及对未填充像素的体素进行间隙填充以形成局部连续小体积图像（步骤 S6233）。

对于步骤 S6231 的执行，类似于步骤 S41，通过公式 (1) 所示的坐标变换来确定所述多个 B 型超声波扫描图像上的像素在所述体积坐标系下的位置，。

之后，执行步骤 S6232，即确定在所述体积坐标系中的每个体素的体素灰度。通过已转换至体积坐标系下的 B 型超声波扫描图像上的像素的位置和灰度通过数据映射来确定在该体积坐标系 VC 下的每个体素的体素灰度。

在本发明中，数据映射采用网格映射（grid-mapping）算法，以计算体积坐标系下的每个体素的体素灰度。图 10 为示出了用于体积坐标系中的数据映射的二维示意图。对于在该体积坐标系内的每个体素，定义围绕该体素的球形区域。该球形区域所覆盖到的每个像素对该体素作出贡献的权重由该像素到该体素中心的距离的倒数平方来确定。该体素的最终值为所有落入该球形区域的像素灰度的加权和。由此将采集到的 B 型超声波扫描图像上的像素灰度映射到该体积坐标系下的体素内，从而获得体素阵列的每个体素灰

度。

具体地，该网格映射算法为距离平方加权(squared distance weighted (SDW))插值算法，其表示为：

$$I(\vec{v}_c) = \left[ \sum_{k=0}^n w_k I(\vec{v}_p^k) \right] / \left[ \sum_{k=0}^n w_k \right]; \quad w_k = 1/(d_k + \alpha)^2 \quad \text{公式 (2)}$$

其中， $I(\vec{v}_c)$ 为在体积坐标系下体素 $\vec{v}_c$ 中的体素灰度； $n$ 为落入以体素 $\vec{v}_c$ 为中心的预定球形区域内的像素数目； $I(\vec{v}_p^k)$ 为在B型超声波扫描平面的坐标系P上的第 $k$ 个像素 $\vec{v}_p^k$ 的灰度； $w_k$ 为第 $k$ 个像素的相对权重， $d_k$ 为从经由坐标变换后在体积坐标系下的 $\vec{v}_p^k$ 至体素 $\vec{v}_c$ 的中心之间的距离， $\alpha$ 为用于调整插值效果的正值参数。

然后，执行步骤S6233，对未填充像素的体素进行间隙填充以形成局部连续小体积图像。在上述的体积坐标系下的体素内，由于受插值的球形区域大小的影响，一些体素将不会填充有来自二维B型超声波扫描图像的像素。此时，未填充有B型超声波扫描图像的像素的体素将导致体素灰度不连续，因此需进一步进行插值以计算所有空体素。本发明采用如下方式进行处理：对于每个空体素，加大以该体素为中心的球形区域的半径，从而使该球形区域可包括更多的体素，然后可采用距离平方加权插值算法计算加权平均值。如果该半径足够大并超过了预定值而且在该加大的球形区域内依然存在未填充有像素的体素，则判定为该体素内没有相应的像素存在，并将该体素的值设为零。在进行如上的间隙填充之后，如果发现在构造的局部小体积图像内依然存在着明显的间隙，那么需增加B型超声波扫描图像以重新进行上述计算（即返回到步骤S622），直到获得令人满意的局部连续小体积图像为止。

由于距离平方加权插值算法提供了对权重的非线性赋值，所以插值后的体素阵列更清晰，而且减少了计算的复杂性，以使体积坐标系下的局部连续小体积图像的构造速度加快。该方法适用于实时临床应用，并使插值精度和计算时间的权衡关系得到改善。

在获得令操作者满意的局部连续小体积图像后，执行步骤S624，即形成局部连续小体积图像的切片。依据上述距离平方加权插值算法，在构成局部连续小体积图像之后，可以获得该局部连续小体积图像的任意方向的切片，所述切片可以是一个、两个或三个，其中所述三个切片为正交切片。

在获得该局部连续小体积图像的所述切片后，执行步骤S625，即调整所

述切片的位置以确定具有界标的界标图像。操作者可调整所述切片的位置，以便清楚地观察在所述切片内是否存在着所关心的界标，从而确定代表该界标的界标图像，当然切片位置的调整必然伴随着新的插值计算过程。

至此，完成图 2 的步骤 S6 的由整体三维坐标系下的 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像确定具有界标的界标图像的过程。

此后，执行图 2 的步骤 S7，即对界标图像进行定量分析。图 11 为示出了对界标图像进行定量分析以得到所关心部位的几何信息的流程图。步骤 S7 包括子步骤：选定查看界标图像的角度（步骤 S71）；在界标图像上确定界标（步骤 S72）；确定界标标定点和界标标定矢量线并添加在相应的界标图像上（步骤 S73）；以及如果需要精调界标标定点和界标标定矢量线，则返回步骤 S73，否则执行步骤 S74，即选定界标标定矢量线并计算其长度和/或夹角（步骤 S74）。下面分别说明步骤 S71 至步骤 S74 的执行过程。

首先，执行步骤 S71，即选定查看界标图像的角度。操作者在整体三维坐标下可旋转、移动并放大所得到的界标图像，并选定合适的角度用于分析。

然后，执行步骤 S72，即在所述的界标图像上确定界标点。操作者可使用计算机鼠标或其它类似装置依据步骤 S6 所得到的处理结果来选定所关心的界标图像的界标。即对于界标明显为一个点、一条线的情况，将该点和线确定为界标；对于界标明显为一个平面的情况，其可由操作者依据需要来确定界标，此时界标可以是该平面上的一个点，也可以是该平面上的—条线；对于界标为—小区域的情况，由步骤 S625 调整所述切片的位置以确定具有界标的界标图像，在所述切片内将清楚显示的该界标小区域的中心作为界标。

再后，执行步骤 S73，确定界标标定点和界标标定矢量线并添加在相应的界标图像上。在界标图像上确定界标之后（步骤 S72），在界标图像上的界标的位置标以一个点或线（以下称为界标标定点和界标标定线）。此外，在界标图像上点击所关心的界标标定点并将光标拖拽至所关心的另一界标图像上的界标标定点，从而可形成两个界标标定点之间的矢量线（以下统称为界标标定矢量线）V，同时，将界标标定矢量线标在这些界标图像上。

接着，检查是否需要精调界标标定点和界标标定矢量线。具有添加界标标定点和界标标定矢量线的界标图像可以被旋转、移动和放大，以检查是否

需要精调。如果这些用于所关心的组织的界标标定点和界标标定矢量线的选择不正确，那么操作者将返回执行步骤 S73。

最后，执行步骤 S74，即选定界标标定矢量线并计算其长度和/或夹角。依据所选择的界标标定矢量线可立即计算出其长度或两个界标标定点之间的距离。所关心的界标标定矢量线之间的角度通过这些界标图像中选定两条所关心的界标标定矢量线得到。角度的计算可由公式（3）来计算。

$$\alpha = \arccos[(V_1 \cdot V_2) / (|V_1| \cdot |V_2|)] \quad \text{公式 (3)}$$

其中， $\alpha$  为整体三维坐标系下的两条界标标定矢量线之间的夹角， $V_1$  和  $V_2$  分别为两条界标标定矢量线。

图 12 为示出了在整体三维坐标下的界标图像以及在其上标注有界标标定点和界标标定矢量线的示意图。在这三个界标图像中选定三个界标标定点 A、B 和 C，并将界标标定点 A 和 B 之间的距离定义为 AB，B 和 C 之间的距离定义为 BC，A 到 B 的界标标定矢量线为  $V_1$ 、B 到 C 的界标标定矢量线为  $V_2$ 、界标标定矢量线  $V_1$  和  $V_2$  之间的夹角为  $\alpha$ 。

至此完成步骤 S7 的对界标图像进行定量分析的过程。

最后，如果对定量分析结果不满意，则返回步骤 S7；如果接受定量分析结果，则结束整个检测过程，从而获得所关心的部位的组织的几何信息，从而全部完成对所关心部位的组织的三维超声波检测过程。

由此，可无需形成所关心部位的组织的整个体积图像而实时测量所关心的组织的三维几何信息。

### 实施例 1

在该实施例中，对比 MRI 扫描结果来验证本发明所述的快速三维超声波检测方法的检测精度。在该实施例中，采用图 1 所示的三维超声波测量系统检测三个成年受检者的小腿和脚，这三位受检者分别为一位 21 岁的女性、一位 24 岁的男性和一位 28 岁的男性，图 13 示出了在检测过程中其中一位受检者穿有足踝矫正器时的姿态。为了在采用 MRI 和本发明的检测方法的检测过程中确保受检者处于相同的姿态，所有受检者都穿有足踝矫正器。图 14 示出了一位受检者下肢的三维 MRI 数据集，该数据集包括  $512 \times 512 \times 233$  体素，其中扫描图像的片厚为 2.0mm。图 15 示出了依据本方法第一实施例

确定的用于定量分析的第一趾骨和胫骨的四个界标图像，每个界标图像由一个 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像来确定。图 16 示出了确定第一趾骨界标的示意图，其中左侧图为依据 MRI 得到的体积图像，右侧图给出了依据本发明确定的与右脚第一趾骨的界标位置相对应的界标图像。

如图 14 至图 16 所示，可以清楚地看到第一趾骨和胫骨实际上不在一个平面上，所以采用单个的二维 B 扫描图像无法检测它们之间的角度。

表 1 给出了采用 MRI 及本发明所述方法检测的三个受检者右脚第一趾骨的长度以及第一趾骨和胫骨中间部分之间所成的夹角的测量结果以及在可信度为 95% 的条件下得到的平均误差以及平均百分比误差。

表 1

测量结果	第一趾骨长度(毫米)			第一趾骨和胫骨中间部分的夹角(度)		
	受检者 1	受检者 2	受检者 3	受检者 1	受检者 2	受检者 3
MRI 数据	63.4±1.3	53.0±1.5	59.1±1.4	66.3±1.2	58.3±2.5	61.6±1.6
本发明数据	62.6±0.8	54.3±1.3	59.8±0.8	67.7±1.7	59.7±2.8	63.6±1.9
平均误差	-0.8±0.9	1.3±1.4	0.7±0.9	1.4±1.7	1.4±2.9	2.0±1.9
平均百分比误差	-1.2±1.2%	2.4±2.5%	1.2±1.3%	2.0±2.5%	2.3±4.8%	3.2±3.1%

在可信度为 95% 的情况下，本发明和 MRI 方法测量的三个受检者第一趾骨长度之间的误差分别为： $0.8\pm 0.9\text{ mm}$  ( $-1.2\pm 1.2\%$ )、 $1.3\pm 1.4\text{ mm}$  ( $2.4\pm 2.5\%$ ) 和  $0.7\pm 0.9\text{ mm}$  ( $1.2\pm 1.3\%$ )，其中括号中的数据为本发明和 MRI 方法之间的平均百分比误差，以下类同。在可信度为 95% 的情况下，本发明和 MRI 方法测量的三个受检者的第一趾骨和胫骨中部之间的夹角误差分别为  $1.4\pm 1.7^\circ$  ( $2.0\pm 2.5\%$ )、 $1.4\pm 2.9^\circ$  ( $2.3\pm 4.8\%$ ) 和  $2.0\pm 1.9^\circ$  ( $3.2\pm 3.1\%$ )。在以 MRI 检测结果作为基准的情况下，将对三个受检者执行检测的误差进行平均，则第一趾骨长度的整体平均误差为  $0.4\pm 1.3\text{ mm}$  ( $0.8\pm 2.2\%$ )，而第一趾骨和胫骨中部之间的夹角的整体平均误差为  $1.6\pm 2.2^\circ$  ( $2.5\pm 3.6\%$ )。尽管在检测中采用足踝矫正器来固定受检者的下肢，但是在 MRI 和超声波检测中还是难于将受检者的脚踝保持在完全相同的位置，由此导致测量第一趾骨和

胫骨中间部分的夹角的相对误差比第一趾骨长度的相对误差较大。

表 2 给出了重复性（同一操作者不同次测量）和可再现性（不同操作者同次测量）的测量结果。从该表可以看出，本发明所述的检测方法具有相当好的重复性和可再现性。描述多次操作变化性的类间相关系数 ICC (Intraclass correlation coefficient) 均高于 0.75。采用本发明所述的检测方法得到的长度具有极高的 ICC 值 (0.95 和 0.97)，表示其具有非常好的重复性和可再现性。尽管采用本发明所述的检测方法得到的角度具有相对低一些的 ICC 值 (0.80 和 0.89)，但从统计学的角度来看仍然具有相当高的重复性和可再现性。

表 2

测量结果	操作之间可变化性的 ICC	操作内可变化性的 ICC
长度	0.97	0.95
角度	0.89	0.80

### 实施例 2

在第二实施例中，给出了界标为一小区域时的检测实例。图 17 为示出了以上臂组织为例利用局部连续小体积图像来确定界标图像的示意图。

在该实施例中，利用了一个 B 型超声波扫描图像的三维空间单片图像和在不同区域形成三个局部连续小体积图像来进行组织的三维距离和角度测量。四个位置中的一个仅由二维 B 型超声波扫描图像的一个三维空间单片图像来表示。

虽然形成局部连续小体积图像会稍微增加计算时间，但是，与重构组织的整个体积图像相比，其所占用的计算时间要少得多。目前，还没有这种用于三维测量的超声波扫描图像的组合方式。

此外，在将该体积坐标系的体积离散成的体素的过程中，不局限于规则的体素形状（立方体或长方体），其它形状如四面体体素、任意形状的六面体体素都可以采用。

此外，在本发明中，空间定位系统除了可采用电磁空间定位系统外，可采用其它类型的空间定位系统，例如光、机械、超声波传感系统等。

此外，在本发明中，将超声波探头获得的 B 型超声波扫描图像传送至计

算机可通过无线传输方式来实现；将空间定位系统获得的超声波探头的空间定位数据也可通过无线传输方式传送至计算机。

此外，可将 B 型超声波扫描仪和计算机合二为一，或者可将 B 型超声波扫描仪、计算机和空间定位装置合二为一，由此更便于携带以及现场实时检测。

此外，采用本发明的方法，同样可以获得所需关心的组织的整个体积图像。

本发明可直接应用在肌骨骼及模型确定、运动医学、组织生物力学、整形外科、理疗以及修复。本发明所述的方法可直接应用于所有具有空间定位装置的三维超声波检测设备中。

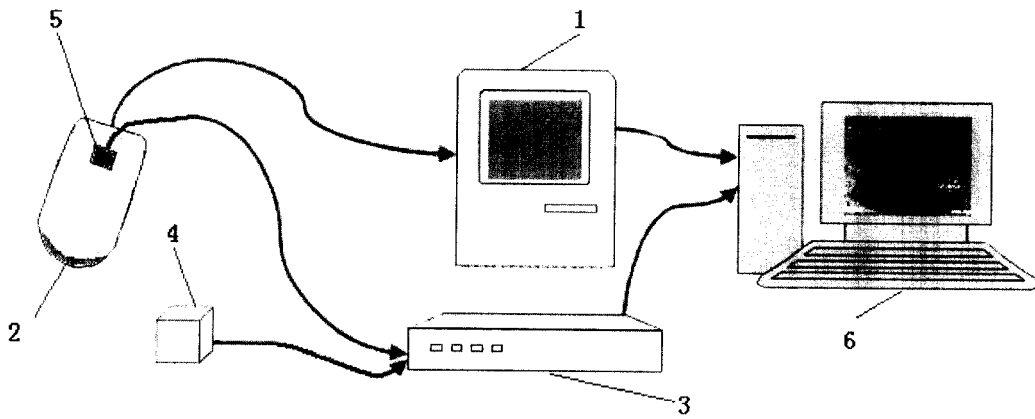


图 1

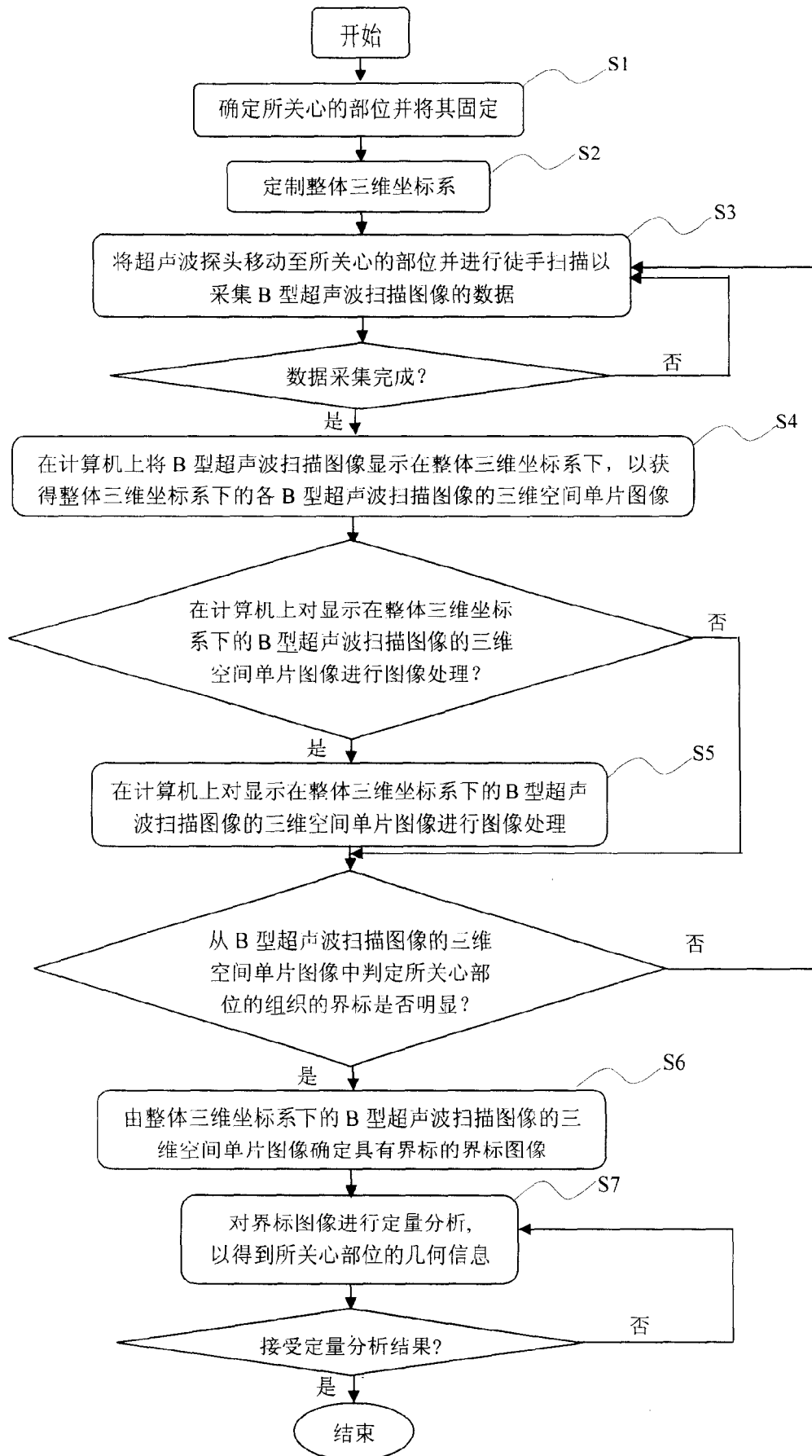


图 2

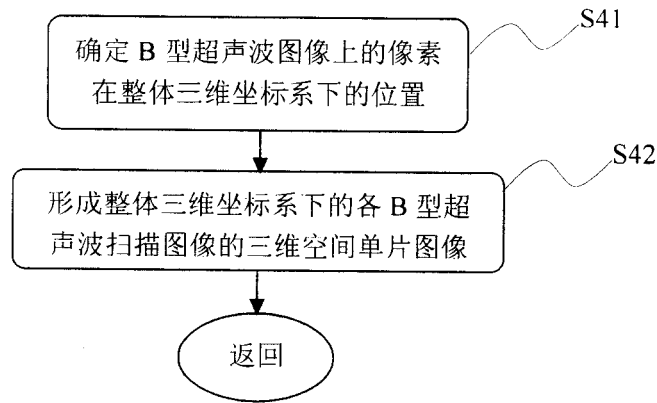


图 3

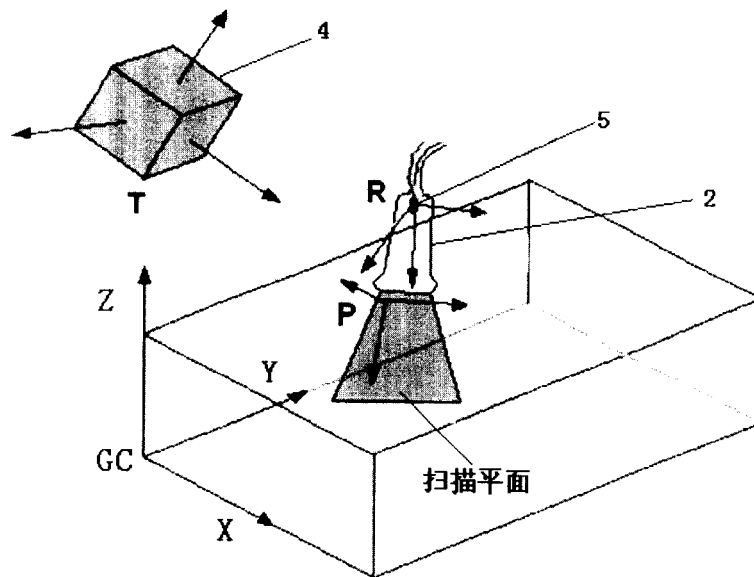


图 4

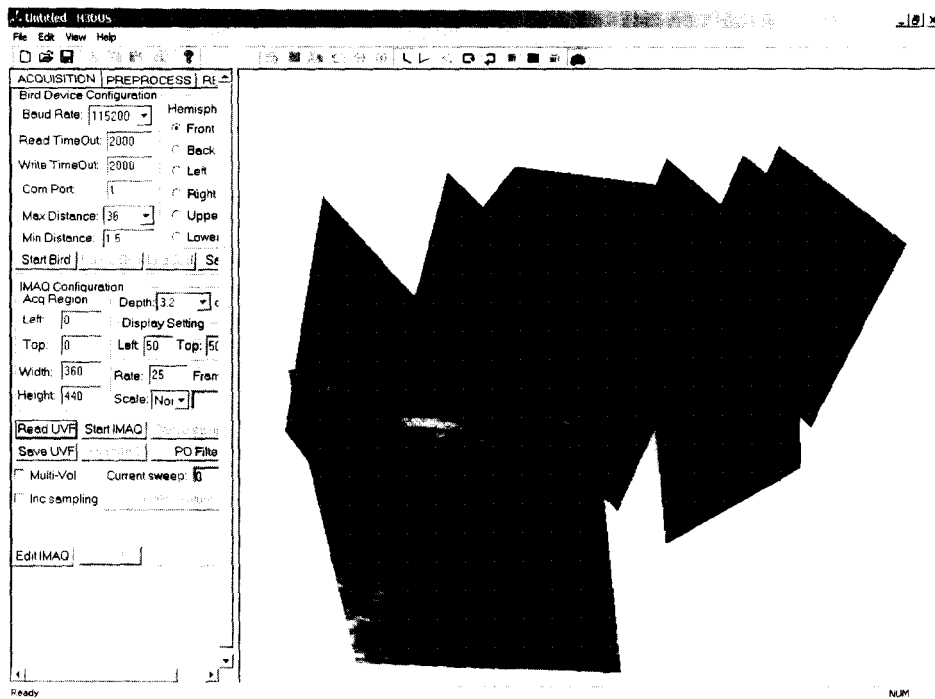


图 5

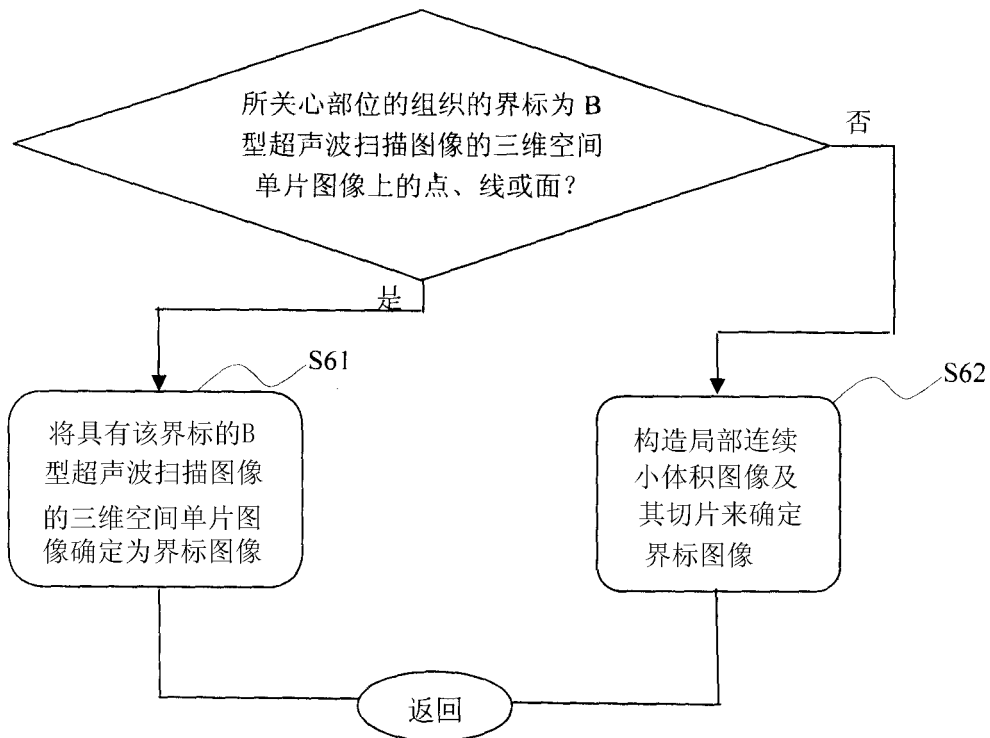


图 6

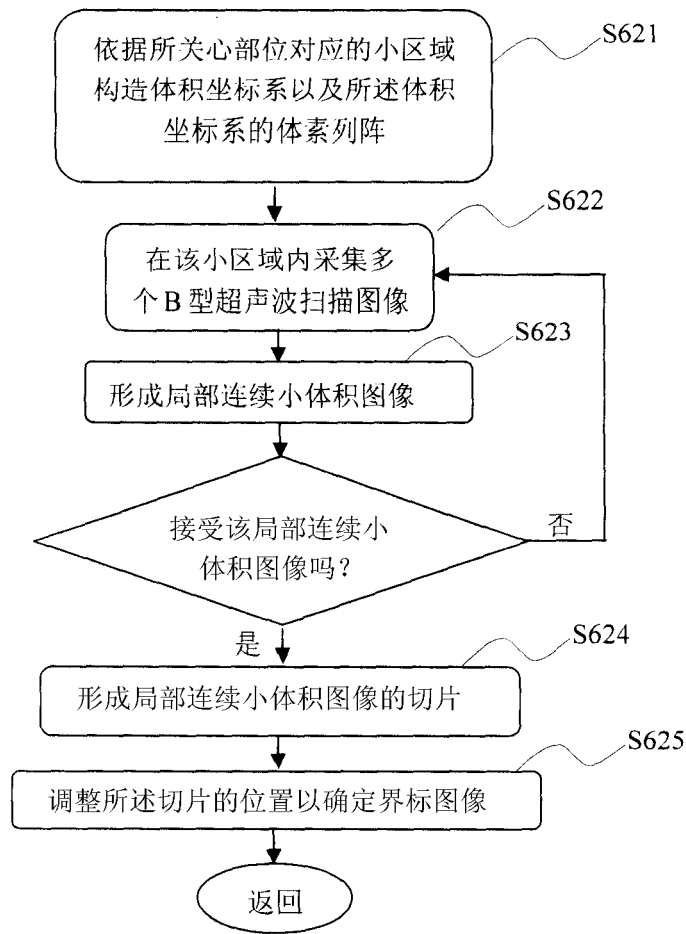


图 7

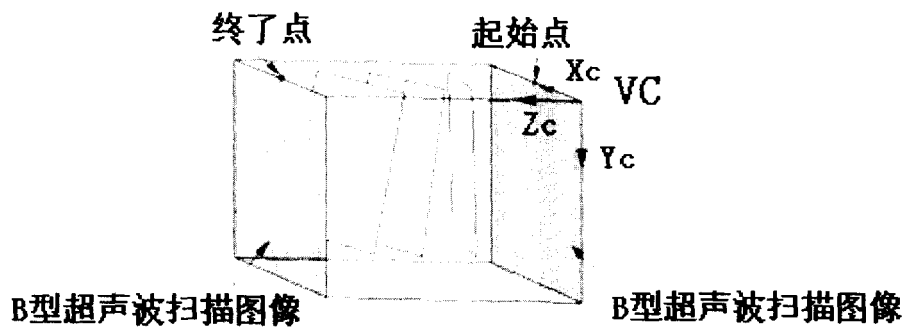


图 8

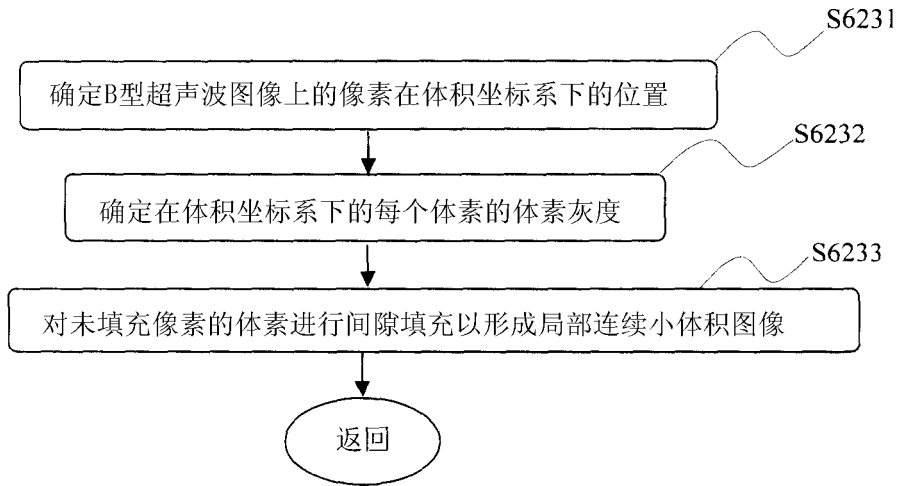


图 9

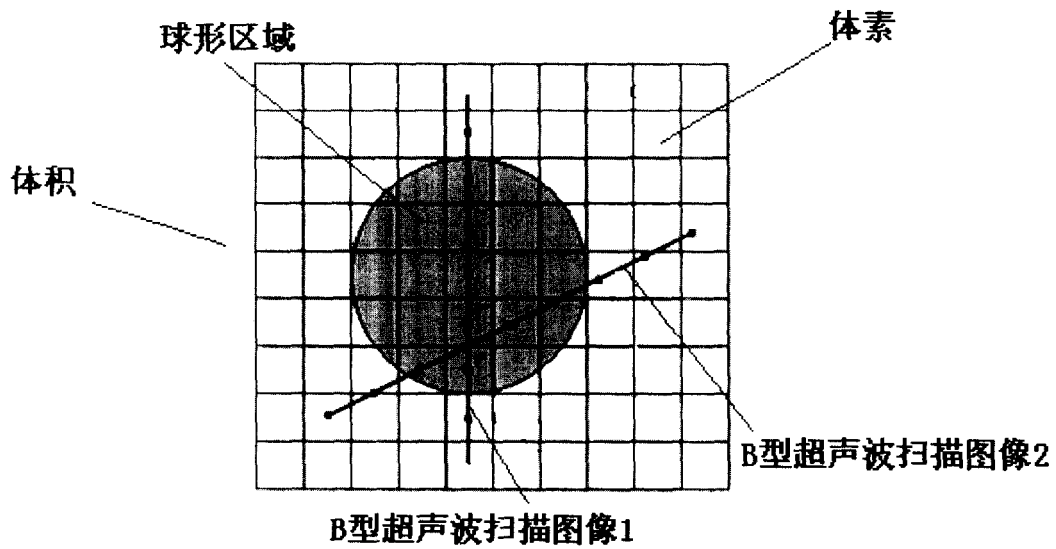


图 10

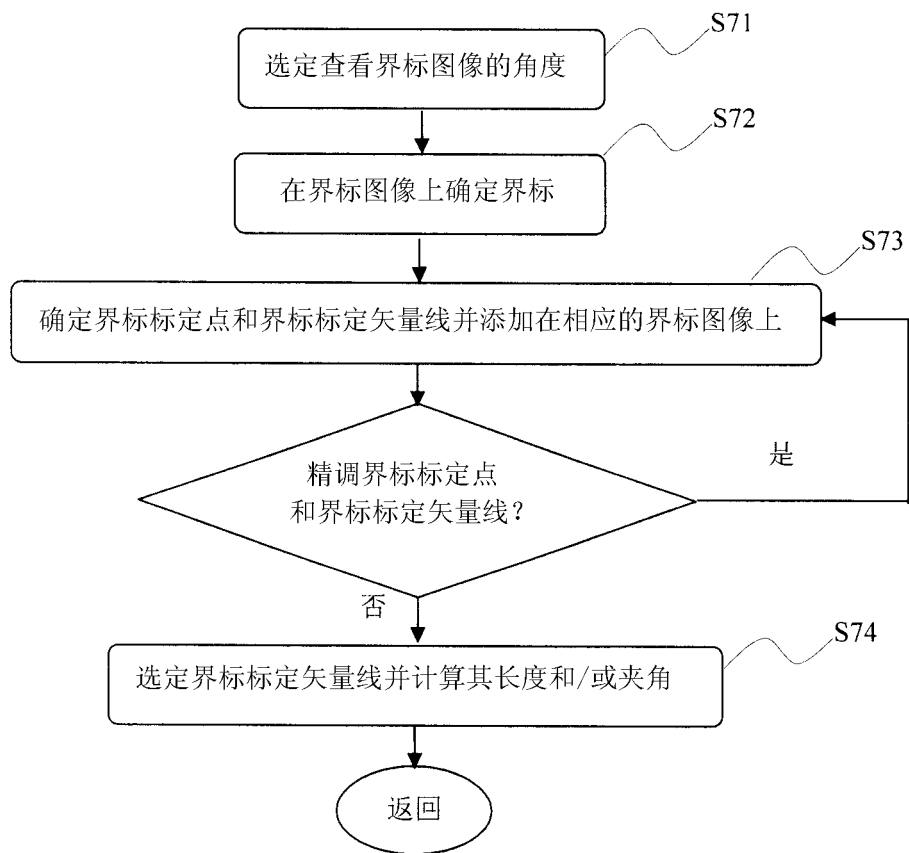


图 11

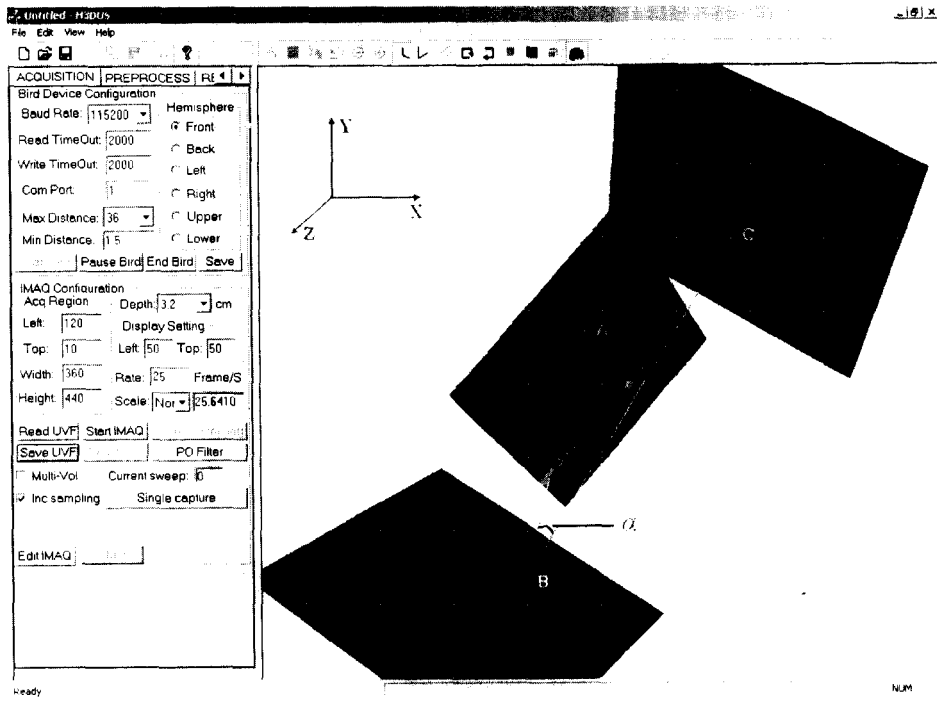


图 12

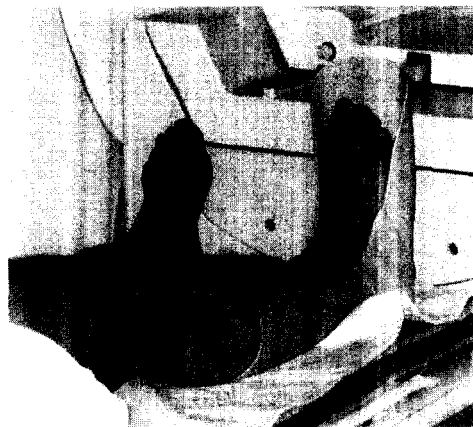


图 13

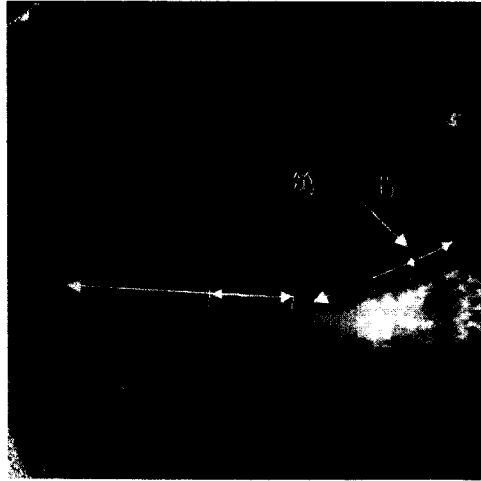


图 14

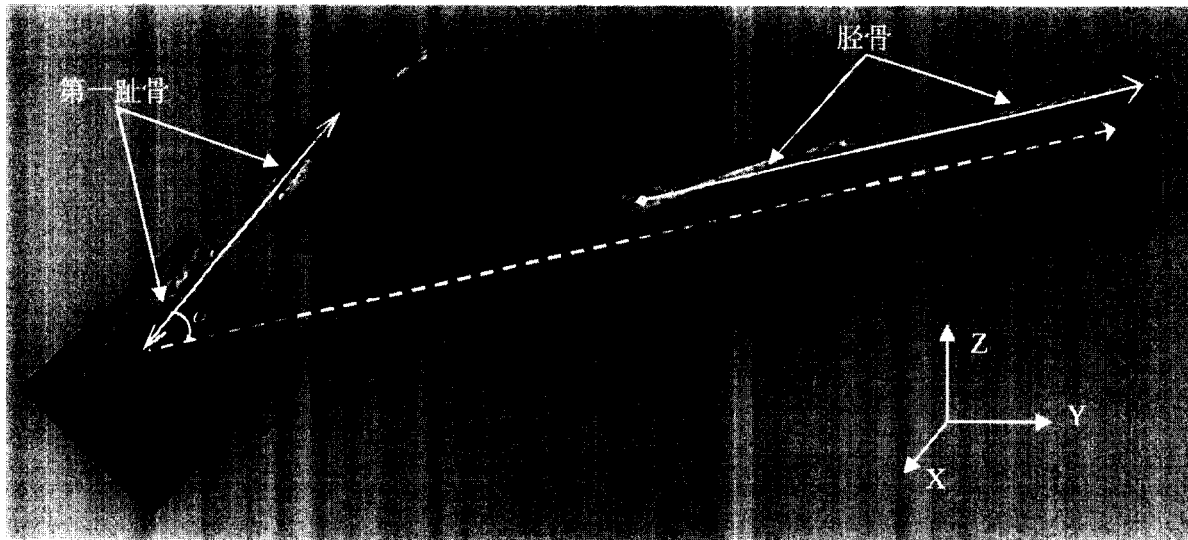


图 15

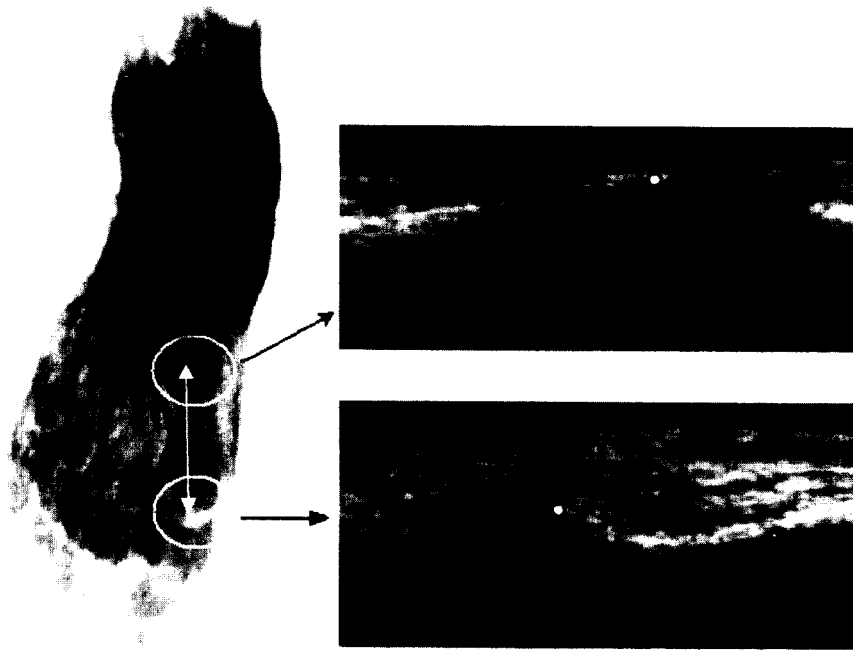


图 16

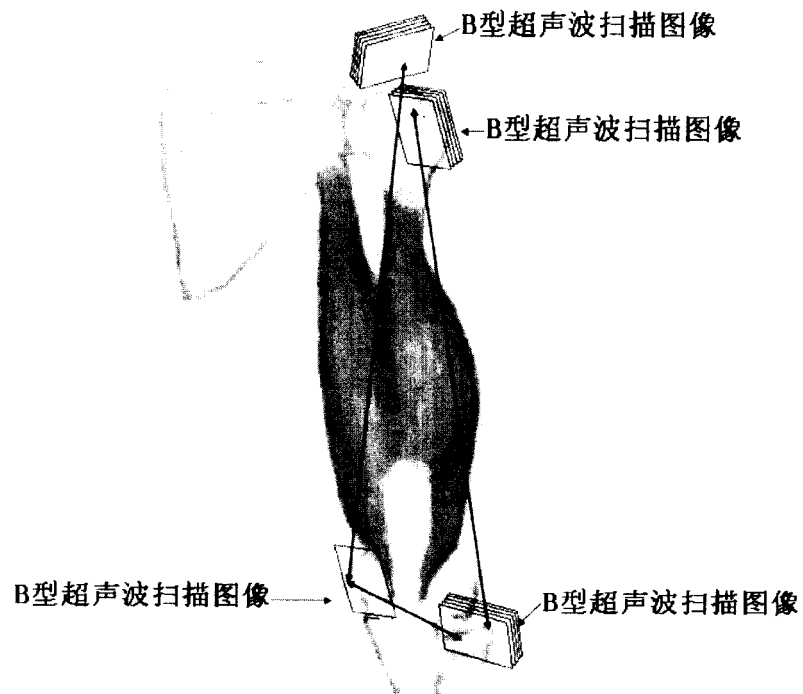


图 17

专利名称(译)	三维超声波检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1973776A</a>	公开(公告)日	2007-06-06
申请号	CN200510127193.8	申请日	2005-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
[标]发明人	郑永平 黄庆华		
发明人	郑永平 黄庆华		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/13		
代理人(译)	王玉双		
其他公开文献	CN100469321C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种三维超声波检测方法，包括下述步骤：确定所关心的部位并将其固定；定制整体三维坐标系；将超声波探头移动至所关心的部位并进行徒手扫描以采集B型超声波扫描图像并传送至计算机；与前一步骤同步，通过测定该超声波探头位置的空间定位装置获得该超声波探头的空间定位数据并传送至计算机；将B型超声波扫描图像显示在整体三维坐标系下，以获得整体三维坐标系下的各B型超声波扫描图像的三维空间单片图像；在整体三维坐标系下的B型超声波扫描图像的所述三维空间单片图像中确定具有界标的界标图像；以及对所述的界标图像进行定量分析。由此，依据本发明可以无需重构组织的整个体积图像而可现场、实时、快速地进行检测。

