



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410073162.4

[45] 授权公告日 2007 年 9 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 100335011C

[22] 申请日 2004.10.11

[21] 申请号 200410073162.4

[73] 专利权人 西安交通大学

地址 710048 陕西省西安市咸宁路 28 号

[72] 发明人 赵万华 卢秉恒 郑淑娴 范晓透

[56] 参考文献

CN1528242A 2004.9.15

JP2000-287976(A) 2000.10.17

假肢接受腔数字化技术研究进展 郑淑娴
赵万华 卢秉恒, 北京生物医学工程, 第 23 卷第 3
期 2004

审查员 冷玉珊

[74] 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公
司

代理人 罗 笛

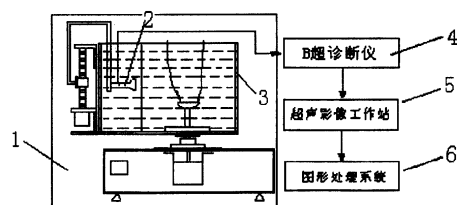
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 2 页

[54] 发明名称

基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提
取方法

[57] 摘要

一种基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提取方法, 采用超声波测量装置、B 超诊断仪、超声影像工作站和图形处理系统组成超声波测量系统, 超声波测量装置上的探头与 B 超诊断仪连接, B 超诊断仪通过数据线与超声影像工作站和图形处理系统连接, 该方法为首先在每一水平面对残肢进行旋转测量, 获得多帧超声测量图像, 然后对多帧测量图像进行复合, 重建其二维截面图像, 进而利用边缘检测法对骨骼与皮肤进行特征提取。本发明利用超声波成像原理, 对残肢进行超声波测量, 解决了目前无法对残肢骨骼和皮肤同时取型的问题, 为残肢的三维 CAD 建立奠定了基础, 而且极大地降低了成本、减少了辐射, 为假肢康复工程和医学图像的重建提供了一种新的手段。



1. 一种基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提取方法, 采用超声波测量装置(1)、B超诊断仪(4)、超声影像工作站(5)和图形处理系统(6)组成超声波测量系统, 超声波测量装置(1)上的探头(2)与B超诊断仪(4)连接, B超诊断仪(4)通过数据线与超声影像工作站(5)和图形处理系统(6)连接, 其特征在于该方法包括以下步骤:

a. 图像采集

探头(2)围绕残体的旋转中心以每 $0^\circ < \alpha \leq 90^\circ$ 的间隔做圆周运动, 同时由超声影像工作站(5)对超声测量图进行采集、存储, 得到 $k = 360^\circ / \alpha$ 帧B超图像, 然后探头(2)垂直下移, 残体的旋转中心也随之下移, 探头(2)又围绕新的旋转中心以每 $0^\circ < \alpha \leq 90^\circ$ 的间隔做旋转测量, 获得 $k = 360^\circ / \alpha$ 帧B超图像, 以此类推, 即得到被测残体各水平面的多帧二维截面断层图像;

b. 图像二维重建

第一步先确定残体的旋转中心, 通过测量标准圆柱件确定其圆心位置, 如果圆心与探头聚焦中心重合, 则该圆心即是旋转中心;

第二步将 k 帧图像按各自测量时的旋转角 α 绕旋转中心旋转到新坐标系, 根据坐标旋转原理, 其变换表达式为:

$$\begin{cases} u = x \cdot \cos \alpha + y \cdot \sin \alpha \\ v = -x \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha \end{cases}$$

上式中, (x, y) 是原图像坐标系的横纵坐标点, (u, v) 是旋转后的图像坐标系的横纵坐标点, 再把上式写成矩阵形式为:

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = R_\alpha \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{其中 } R_\alpha = \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix}$$

这里, R_α 是旋转变换矩阵, x, y 是单帧图像的坐标系, u, v 是复合图像的坐标系;

第三步对旋转到新位置的 k 帧图像进行叠加,

设单帧测量图像为 A_k , 复合图像为 B_{k+1} , $B_{k+1} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{A_l}{c} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{a_{ij}^{(l)}}{c}$

其中 $a_{ij}^{(l)}$ 表示 $m \times n$ 矩阵 A_l , $m = 768, n = 576, 1 \leq i \leq m, 1 \leq j \leq n, 1 \leq l \leq k+1$;

第四步对像素值取整, 表示为 $C_{k+1} = \{B_{k+1}\}$, 其中 $\{x\}$ 表示超过 x 的最小整数;

第五步去噪, 阈值设为 128,

$$C_{k+1} = (c_{ij})_{m \times n} = \begin{cases} c_{ij} & c_{ij} \geq 128 \\ 0 & \text{其它} \end{cases};$$

C_{k+1} 表示对复合后的图像像素取整和去噪后的图像像素矩阵, c_{ij} 表示经过复合, 去噪后的的图像像素在第 i 行, 第 j 列上的灰度值;

c. 对图像进行处理, 提取骨骼和皮肤的边缘特征

用函数 $f(x, y)$ 表示图像中任意一点的灰度, 则该点的灰度变化梯度为:

$$\nabla f(x, y) = \left[\frac{\partial f}{\partial x} \quad \frac{\partial f}{\partial y} \right]^T = [G_x \quad G_y]^T$$

∇ 是梯度算子, T 表示转置, G_x 和 G_y 表示在 x 和 y 方向上的灰度值的变化程度, 梯度是一个矢量, 其幅值为 $|\nabla f| = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$ 表示某点图像的边缘强度, 满足下面三个条件即可找到图像的边缘点:

1. 以该点为中心的 3×3 邻域中的边缘强度极大值小于某阈值,
2. 该点的边缘强度大于沿该点梯度方向的两个相邻像素点的边缘强度,
3. 这一点的相位值 $\phi(x, y) = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right)$ 值小于 45° ,

其中, 图像矩阵每个点 $f(x, y)$, 离散化成 $f(i, j)$, 记为 $f_{i,j}$, 梯度 G_x , G_y 离散化为:

$$G_x = [f_{i-1,j-1} + 2f_{i,j-1} + f_{i+1,j-1}] - [f_{i-1,j+1} + 2f_{i,j+1} + f_{i+1,j+1}]$$

$$G_y = [f_{i+1,j-1} + 2f_{i+1,j} + f_{i+1,j+1}] - [f_{i-1,j-1} + 2f_{i-1,j} + f_{i-1,j+1}]$$

算子的模板为

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

经过以上步骤就完成对图像的骨骼和皮肤的特征提取。

基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提取方法

技术领域

本发明涉及一种残肢骨骼与皮肤特征的提取方法，尤其涉及一种基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提取方法。

背景技术

在医疗康复技术上，对于残缺肢体，主要是通过安装人工假体，部分恢复原有生理功能。假肢主要由接受腔、胫管、假体组成，接受腔是人工肢体与患者残体的结合部分，其结构合理性直接影响患者使用假体的舒适度。制造接受腔首先要对残肢取型，根据残肢数据制造接受腔。传统的残肢取型采用石膏复型法，这种方法存在以下缺点：① 精度低，石膏复型劳动强度大；②石膏复型只对皮肤外轮廓取型，无法对内部骨骼取型，骨骼和软组织的生物力学特性被忽略。

现在的残肢轮廓测量技术还有接触式（包括身体测量法、浸水法和圆周测量、口型圈测量法、阴型扫描法、阴型数字测量法）和非接触式（包括电子扫描式、激光扫描式、测面影像测量等）等数字化采集技术，尽管这些数字化采集技术可以得到数字化的残肢外形，但也无法对内部骨骼进行测量。

利用现代医学影像技术如 X 射线投影技术、断层扫描 CT 技术以及磁共振 MRI 等可以对内部组织进行测量。常用的扫描技术是 CT 和 MRI，它在不破坏物体的前提下，根据投影，重建物体特定断面上的无重叠二维图像，但这种方法价格昂贵，还会对人体产生电离辐射。

发明内容

本发明的目的是提供一种利用超声波来测量残肢骨骼及皮肤形成二维图像进行特征提取的方法,解决了石膏复型法精度低、CT 扫描等方法对人体有辐射的不足之处,可以同时皮肤的残肢外形和内部骨骼进行测量。

本发明所采用的技术方案是:采用超声波测量装置、B 超诊断仪、超声影像工作站和图形处理系统组成超声波测量系统,超声波测量装置上的探头与 B 超诊断仪连接,B 超诊断仪通过数据线与超声影像工作站和图形处理系统连接,其特征在于该方法包括以下步骤:

a. 图像采集

探头围绕残体的旋转中心以每 $0^\circ < \alpha^\circ \leq 90^\circ$ 的间隔做圆周运动,同时由超声影像工作站对超声测量图进行采集、存储,得到 $k = 360^\circ / \alpha$ 帧 B 超图像,然后探头垂直下移,残体的旋转中心也随之下移,探头又围绕新的旋转中心以每 $0^\circ < \alpha^\circ \leq 90^\circ$ 的间隔做旋转测量,获得 $k = 360^\circ / \alpha$ 帧 B 超图像,以此类推,即得到被测残体各水平面的多帧二维截面断层图像;

b. 图像二维重建

第一步先确定残体的旋转中心,通过测量标准圆柱件确定其圆心位置,如果圆心与探头聚焦中心重合,则该圆心即是旋转中心;

第二步将 k 帧图像按各自测量时的旋转角 α 绕旋转中心旋转到新坐标系,根据坐标旋转原理,其变换表达式为:

$$\begin{cases} u = x \cdot \cos \alpha + y \cdot \sin \alpha \\ v = -x \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha \end{cases}$$

上式中, (x, y) 是原图像坐标系的横纵坐标点, (u, v) 是旋转后的图像坐标系的横纵坐标点,再把上式写成矩阵形式为:

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = R_\alpha \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{其中 } R_\alpha = \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix}$$

这里, R_α 是旋转变换矩阵, (x, y) 是单帧图像的坐标系, (u, v) 是复合图像的坐标系;

第三步对旋转到新位置的 k 帧图像进行叠加,

$$\text{设单帧测量图像为 } A_l, \text{ 复合图像为 } B_{k+1}, B_{k+1} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{A_l}{c} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{a_{ij}^{(l)}}{c}$$

其中 $a_{ij}^{(l)}$ 表示 $m \times n$ 矩阵 A_l , $m = 768, n = 576, 1 \leq i \leq m, 1 \leq j \leq n, 1 \leq l \leq k+1$;

第四步对像素值取整, 表示为 $C_{k+1} = \{B_{k+1}\}$, 其中 $\{x\}$ 表示超过 x 的最小整数;

第五步去噪, 阈值设为 128,

$$C_{k+1} = (c_{ij})_{m \times n} = \begin{cases} c_{ij} & c_{ij} \geq 128 \\ 0 & \text{其它} \end{cases};$$

C_{k+1} 表示对复合后的图像像素取整和去噪后的图像像素矩阵, c_{ij} 表示经过复合, 去噪后的的图像像素在第 i 行, 第 j 列上的灰度值;

c. 对图像进行处理, 提取骨骼和皮肤的边缘特征

用函数 $f(x, y)$ 表示图像中任意一点的灰度, 则该点的灰度变化梯度为:

$$\nabla f(x, y) = \left[\frac{\partial f}{\partial x} \quad \frac{\partial f}{\partial y} \right]^T = [G_x \quad G_y]^T$$

∇ 是梯度算子, T 表示转置, G_x 和 G_y 表示在 x 和 y 方向上的灰度值的变化程度, 梯度是一个矢量, 其幅值为 $|\nabla f| = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$ 表示某点图像的边缘强度, 满足下面三个条件既可找到图像的边缘点:

1. 以该点为中心的 3×3 邻域中的边缘强度极大值小于某阈值,
2. 该点的边缘强度大于沿该点梯度方向的两个相邻像素点的边缘强度,

3. 这一点的相位值 $\phi(x, y) = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right)$ 值小于 45° ,

其中, 图像矩阵每个点 $f(x, y)$, 离散化成 $f(i, j)$, 记为 $f_{i,j}$, 梯度 G_x , G_y 离散化为:

$$G_x = [f_{i-1,j-1} + 2f_{i,j-1} + f_{i+1,j-1}] - [f_{i-1,j+1} + 2f_{i,j+1} + f_{i+1,j+1}]$$

$$G_y = [f_{i+1,j-1} + 2f_{i+1,j} + f_{i+1,j+1}] - [f_{i-1,j-1} + 2f_{i-1,j} + f_{i-1,j+1}]$$

算子的模板为

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

经过以上步骤就完成对图像的骨骼和皮肤的特征提取。

本发明的有益效果是: 本发明利用超声波成像原理, 对残肢的骨骼及皮肤进行超声波测量, 可以同时对外轮廓和内部骨骼进行测量, 其中的图像采集, 既可获得不同层面的图像, 而且在同一层面上可得到多角度的图像, 提高了测量的精确度, 与同类技术相比, 极大地降低了成本、减少了辐射, 图像的重建及骨骼和皮肤的特征提取为残肢的三维 CAD 的建立奠定了基础。

附图说明

图 1 是超声测量系统的结构示意图;

图 2 是图像复合原理图;

图 3 是内轮廓精度检验, 其中图 3 a 是内圆柱复合图像, 图 3 b 是轮廓精度检验;

图 4 是外轮廓精度检验, 其中图 4 a 是外轮廓复合图像, 图 4 b 是外轮廓精度检验;

图 5 是重建的猪腿中间部位的截面图像, 其中 5a 是一截面的图像, 5b

是一截面的图像，5c 是一截面的图像；

图 6 是图像特征提取得到的骨骼与皮肤轮廓。

图中，1. 超声波测量装置，2. 探头，3. 储液桶，4. B 超诊断仪，5. 超声影像工作站，6. 图形处理系统。

具体实施方式

下面结合附图对本发明作详细说明。

参见图 1，采用超声波测量装置 1、B 超诊断仪 4、超声影像工作站 5 和图形处理系统 6 组成超声波测量系统，超声波测量装置 1 上的探头 2 与 B 超诊断仪 4 连接，B 超诊断仪 4 通过数据线与超声影像工作站 5 和图形处理系统 6 连接，其特征在于该方法包括以下步骤：

a. 图像采集

探头 2 围绕残体的旋转中心以每 $0^\circ < \alpha^\circ \leq 90^\circ$ 的间隔做圆周运动，同时由超声影像工作站 5 对超声测量图进行采集、存储，得到 $k = 360^\circ / \alpha$ 帧 B 超图像，然后探头 2 垂直下移，残体的旋转中心也随之下移，探头 2 又围绕新的旋转中心以每 $0^\circ < \alpha^\circ \leq 90^\circ$ 的间隔做旋转测量，获得 $k = 360^\circ / \alpha$ 帧 B 超图像，以此类推，即得到被测残体各水平面的多帧二维截面断层图像，参见图 2；

b. 图像二维重建

第一步先确定残体的旋转中心，通过测量标准圆柱件确定其圆心位置，如果圆心与探头聚焦中心重合，则该圆心即是旋转中心；

第二步将 k 帧图像按各自测量时的旋转角 α 绕旋转中心旋转到新坐标系，根据坐标旋转原理，其变换表达式为：

$$\begin{cases} u = x \cdot \cos \alpha + y \cdot \sin \alpha \\ v = -x \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha \end{cases}$$

上式中, (x, y) 是原图像坐标系的横纵坐标点, (u, v) 是旋转后的图像坐标系的横纵坐标点, 再把上式写成矩阵形式为:

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = R_{\alpha} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{其中 } R_{\alpha} = \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix}$$

这里, R_{α} 是旋转变换矩阵, (x, y) 是单帧图像的坐标系, (u, v) 是复合图像的坐标系;

第三步对旋转到新位置的 k 帧图像进行叠加,

$$\text{设单帧测量图像为 } A_k, \text{ 复合图像为 } B_{k+1}, B_{k+1} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{A_l}{c} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{a_{ij}^{(l)}}{c}$$

其中 $a_{ij}^{(l)}$ 表示 $m \times n$ 矩阵 A_l , $m = 768, n = 576, 1 \leq i \leq m, 1 \leq j \leq n, 1 \leq l \leq k+1$;

第四步对像素值取整, 表示为 $C_{k+1} = \{B_{k+1}\}$, 其中 $\{x\}$ 表示超过 x 的最小整数;

第五步去噪, 阈值设为 128,

$$C_{k+1} = (c_{ij})_{m \times n} = \begin{cases} c_{ij} & c_{ij} \geq 128 \\ 0 & \text{其它} \end{cases};$$

C_{k+1} 表示对复合后的图像像素取整和去噪后的图像像素矩阵, c_{ij} 表示经过复合, 去噪后的的图像像素在第 i 行, 第 j 列上的灰度值;

c. 对图像进行处理, 提取骨骼和皮肤的边缘特征

用函数 $f(x, y)$ 表示图像中任意一点的灰度, 则该点的灰度变化梯度为:

$$\nabla f(x, y) = \left[\frac{\partial f}{\partial x} \quad \frac{\partial f}{\partial y} \right]^T = [G_x \quad G_y]^T$$

∇ 是梯度算子, T 表示转置, G_x 和 G_y 表示在 x 和 y 方向上的灰度值的变化程度, 梯度是一个矢量, 其幅值为 $|\nabla f| = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$ 表示某点图像的边缘强度, 满足下面三个条件既可找到图像的边缘点:

1. 以该点为中心的 3×3 邻域中的边缘强度极大值小于某阈值,

2. 该点的边缘强度大于沿该点梯度方向的两个相邻像素点的边缘强度,

3. 这一点的相位值 $\phi(x,y) = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right)$ 值小于 45° ,

其中, 图像矩阵每个点 $f(x,y)$, 离散化成 $f(i,j)$, 记为 $f_{i,j}$, 梯度 G_x , G_y 离散化为:

$$G_x = [f_{i-1,j-1} + 2f_{i,j-1} + f_{i+1,j-1}] - [f_{i-1,j+1} + 2f_{i,j+1} + f_{i+1,j+1}]$$

$$G_y = [f_{i+1,j-1} + 2f_{i+1,j} + f_{i+1,j+1}] - [f_{i-1,j-1} + 2f_{i-1,j} + f_{i-1,j+1}]$$

算子的模板为

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

经过以上步骤就完成对图像的骨骼和皮肤的特征提取。

通过测量标准圆柱件来检验超声波测量的精度和图像特征提取的精度

1) 内轮廓精度分析

用猪肉包埋一个直径为 30mm 的氟乙烯圆柱棒, 将其置于储液桶 3 中, 设定旋转角度为 9° 对其做超声波测量, 采用上述图像二维重建的方法对得到的 $k=40$ 帧图像进行重建, 图 3 a 所示是重建的内圆柱横截面图像, 提取内圆柱轮廓, 测得直径大小为 30.2mm。取旋转中心为圆心, 直径为 30 作一标准圆, 如图 3 b 所示, 虚线是标准圆, 实线是提取的内圆柱轮廓线, 轮廓线与标准圆十分吻合。两者的最大偏差在底部, 最大偏差与尺寸误差见表 1。

2) 外轮廓精度分析

测量一个直径为 90mm 聚胺脂圆柱件, 采用上述图像二维重建的方法对其图像进行重建, 结果如图 4 a 所示, 对图像进行轮廓提取, 测量其轮廓直

径大小为 89mm，取旋转中心为圆心，直径为 90 作一标准圆，如图 4 b 所示，虚线是标准圆，实线是提取的外圆柱轮廓线，轮廓线与标准圆十分吻合。两者的最大偏差处在左下侧，最大偏差与尺寸误差见表 1。

表 1 内外轮廓精度分析结果

测量 对象	直径尺寸			实测圆与标准圆的 最大偏差距离
	标准值	实测值	相对误差	
内轮廓	30mm	30.2mm	$\delta_{外}=0.7\%$	$\delta_{外}= \begin{smallmatrix} +0.8 \\ -1.0 \end{smallmatrix}$
外轮廓	90mm	89mm	$\delta_{内}=1.1\%$	$\delta_{内}= \pm 1.01$
图像总误差			1.1%	± 1.01

综合 1)、2) 可得由超声波测量及特征提取得到的图像轮廓与实物轮廓的最大偏差距离 $\delta=\pm 1.01\text{mm}$ ，尺寸相对误差 $\epsilon=1.1\%$ ，如表 1 所示。上述的误差结果对残肢的 CAD 三维重建并不影响，超声波测量产生 δ 和 ϵ 是可接受的。

实施例 1

选用从活体剥离的新鲜猪前腿（平均半径约 240mm，高度约 160mm）作为测量对象，方法如下：

a. 图像采集

先将猪前腿浸没在储满水的储液桶 3 中，下端置于托盘上并用胶泥固定，标定旋转中心，测量旋转角设定为 9° ，探头下移距离为 5mm，在每一水平方向上，探头以每 9° 的间隔逆时针绕着猪腿一周作旋转测量，得到 $k=360^\circ/9^\circ=40$ 帧图像，像素大小是 768×576，垂直方向上，探头每次下移 5mm，一共测 24 个水平面，这样共可测得 24×40 帧图像，参见图 5；

b. 图像二维重建

第一步先确定残体的旋转中心，通过测量标准圆柱件确定其圆心位置，如果圆心与探头聚焦中心重合，则该圆心即是旋转中心；

第二步将 k 帧图像按各自测量时的旋转角 9° 绕旋转中心旋转到新坐标系，根据坐标旋转原理，其变换表达式为：

$$\begin{cases} u = x \cdot \cos \alpha + y \cdot \sin \alpha \\ v = -x \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha \end{cases}$$

上式中， (x, y) 是原图像坐标系的横纵坐标点， (u, v) 是旋转后的图像坐标系的横纵坐标点，再把上式写成矩阵形式为：

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = R_\alpha \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{其中 } R_\alpha = \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix}$$

这里， R_α 是旋转变换矩阵， (x, y) 是单帧图像的坐标系， (u, v) 是复合图像的坐标系；

第三步对旋转到新位置的 40 帧图像进行叠加，

$$\text{设单帧测量图像为 } A_k, \text{ 复合图像为 } B_{k+1}, B_{k+1} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{A_l}{c} = \sum_{l=1}^{k+1} \frac{a_{ij}^{(l)}}{c}$$

其中 $a_{ij}^{(l)}$ 表示 $m \times n$ 矩阵 A_l ， $m = 768, n = 576, 1 \leq i \leq m, 1 \leq j \leq n, 1 \leq l \leq k+1$ ；

第四步对像素值取整，表示为 $C_{k+1} = \{B_{k+1}\}$ ，其中 $\{x\}$ 表示超过 x 的最小整数；

第五步去噪，阈值设为 128，

$$C_{k+1} = (c_{ij})_{m \times n} = \begin{cases} c_{ij} & c_{ij} \geq 128 \\ 0 & \text{其它} \end{cases} ;$$

C_{k+1} 表示对复合后的图像像素取整和去噪后的图像像素矩阵， c_{ij} 表示经过复合，去噪后的的图像像素在第 i 行，第 j 列上的灰度值；

c. 对图像进行处理，提取骨骼和皮肤的边缘特征

用函数 $f(x, y)$ 表示图像中任意一点的灰度，则该点的灰度变化梯度为：

$$\nabla f(x, y) = \left[\frac{\partial f}{\partial x} \quad \frac{\partial f}{\partial y} \right]^T = [G_x \quad G_y]^T$$

∇ 是梯度算子， T 表示转置， G_x 和 G_y 表示在 x 和 y 方向上的灰度值的变化程度，梯度是一个矢量，其幅值为 $|\nabla f| = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$ 表示某点图像的边缘强度，满足下面三个条件既可找到图像的边缘点：

1. 以该点为中心的 3×3 邻域中的边缘强度极大值小于某阈值，
2. 该点的边缘强度大于沿该点梯度方向的两个相邻像素点的边缘强度，
3. 这一点的相位值 $\phi(x, y) = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right)$ 值小于 45° ，

其中，图像矩阵每个点 $f(x, y)$ ，离散化成 $f(i, j)$ ，记为 $f_{i,j}$ ，梯度 G_x ， G_y 离散化为：

$$G_x = [f_{i-1,j-1} + 2f_{i,j-1} + f_{i+1,j-1}] - [f_{i-1,j+1} + 2f_{i,j+1} + f_{i+1,j+1}]$$

$$G_y = [f_{i+1,j-1} + 2f_{i,j-1} + f_{i-1,j-1}] - [f_{i+1,j+1} + 2f_{i,j+1} + f_{i-1,j+1}]$$

算子的模板为

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

经过以上步骤就完成对图像的骨骼和皮肤的特征提取。

实施例 2

被测物体同实施例 1，方法如下：

- a. 图像采集，先将猪前腿浸没在储满水的储液桶 3 中，下端置于托盘上并用胶泥固定，标定旋转中心，测量旋转角设定为 90° ，探头下移距离为 3mm，在每一水平方向上，探头以每 90° 的间隔逆时针绕着猪腿一周作旋转测

量,得到 $K=360^{\circ}/90^{\circ}=4$ 帧图像,像素大小是 768×576 ,垂直方向上,探头每次下移 3mm,一共测 45 个水平面,这样共可测得 45×4 帧图像。

以下步骤同实施例 1。

实施例 3

被测物体同实施例 1,方法如下:

a. 图像采集,先将猪前腿浸没在储满水的储液桶 3 中,下端置于托盘上并用胶泥固定,标定旋转中心,测量旋转角设定为 45° ,探头下移距离为 4mm,在每一水平方向上,探头以每 45° 的间隔逆时针绕着猪腿一周作旋转测量,得到 $K=360^{\circ}/45^{\circ}=8$ 帧图像,像素大小是 768×576 ,垂直方向上,探头每次下移 4mm,一共测 35 个水平面,这样共可测得 35×8 帧图像。

以下步骤同实施例 1。

实施例 4

被测物体同实施例 1,方法如下:

a. 图像采集,先将猪前腿浸没在储满水的储液桶 3 中,下端置于托盘上并用胶泥固定,标定旋转中心,测量旋转角设定为 30° ,探头下移距离为 5mm,在每一水平方向上,探头以每 30° 的间隔逆时针绕着猪腿一周作旋转测量,得到 $K=360^{\circ}/30^{\circ}=12$ 帧图像,像素大小是 768×576 ,垂直方向上,探头每次下移 5mm,一共测 25 个水平面,这样共可测得 25×12 帧图像。

以下步骤同实施例 1。

实施例 5

被测物体同实施例 1,方法如下:

a. 图像采集,先将猪前腿浸没在储满水的储液桶 3 中,下端置于托盘上并用胶泥固定,标定旋转中心,测量旋转角设定为 60° ,探头下移距离为

6mm, 在每一水平方向上, 探头以每 60° 的间隔逆时针绕着猪腿一周作旋转测量, 得到 $K=360^\circ/60^\circ=6$ 帧图像, 像素大小是 768×576 , 垂直方向上, 探头每次下移 6mm, 一共测 8 个水平面, 这样共可测得 8×6 帧图像。

以下步骤同实施例 1。

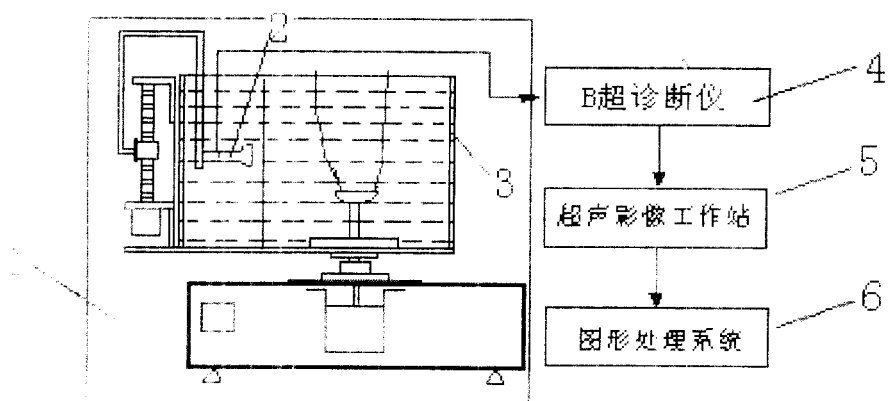


图 1

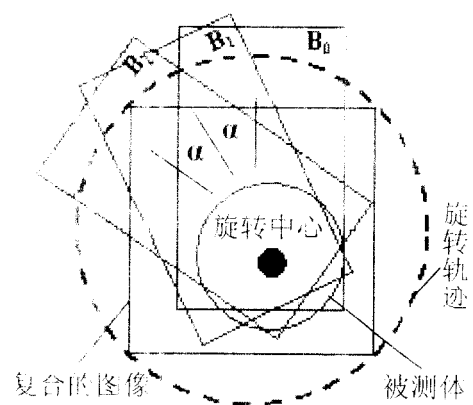
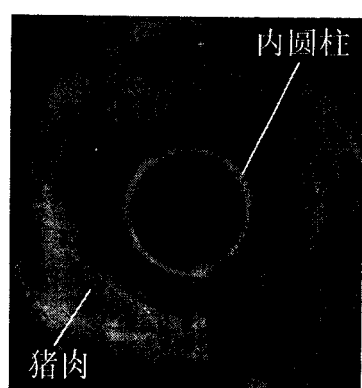
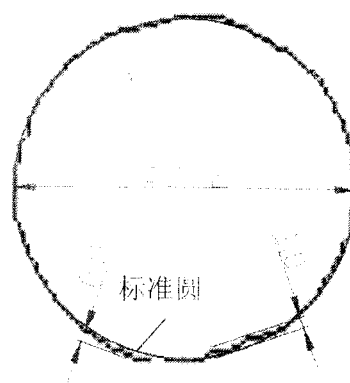


图 2



a



b

图 3

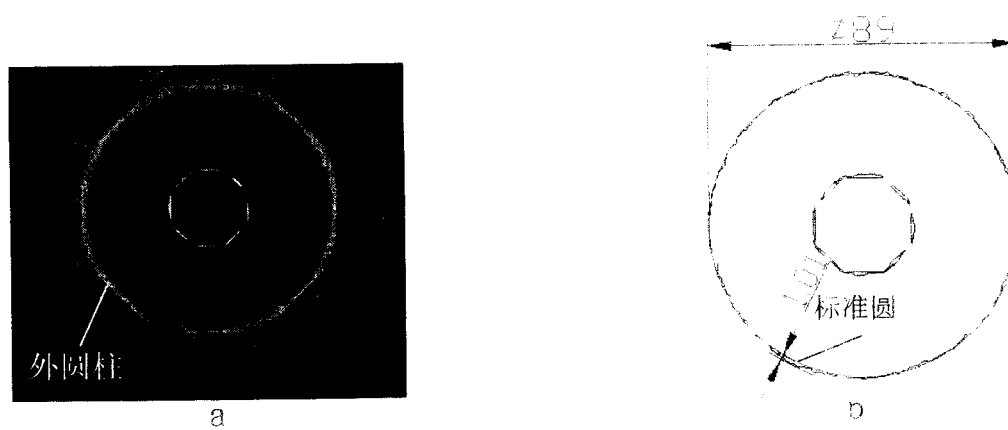


图 1

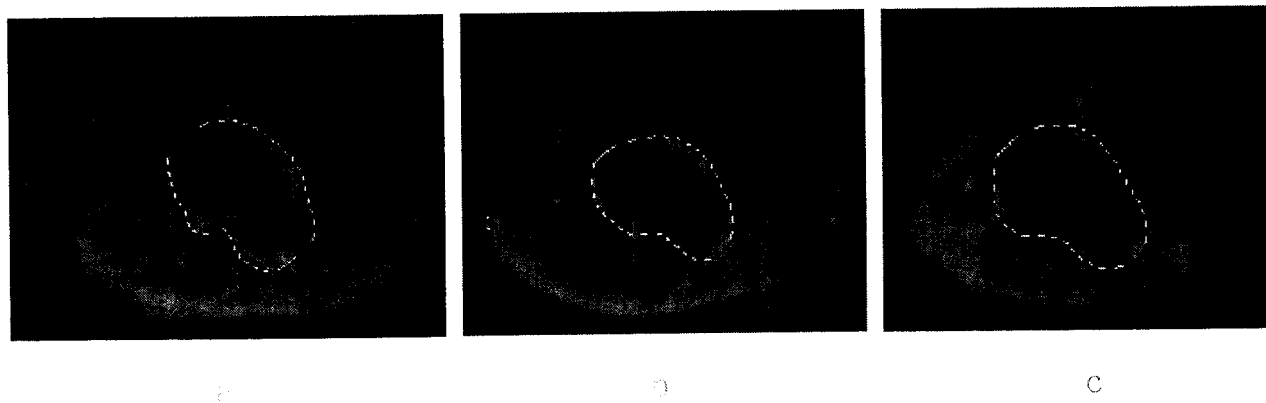


图 5

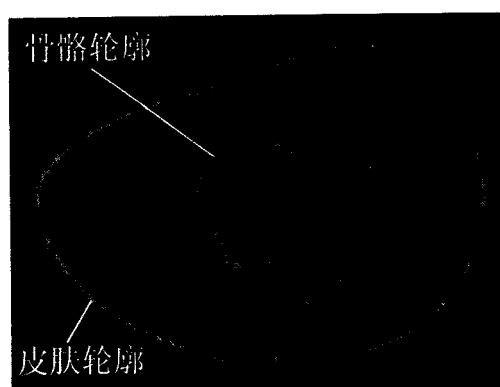


图 6

专利名称(译)	基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提取方法		
公开(公告)号	CN100335011C	公开(公告)日	2007-09-05
申请号	CN200410073162.4	申请日	2004-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	赵万华 卢秉恒 郑淑娴 范晓逵		
发明人	赵万华 卢秉恒 郑淑娴 范晓逵		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	罗笛		
其他公开文献	CN1608589A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于超声波测量的残肢骨骼与皮肤特征的提取方法，采用超声波测量装置、B超诊断仪、超声影像工作站和图形处理系统组成超声波测量系统，超声波测量装置上的探头与B超诊断仪连接，B超诊断仪通过数据线与超声影像工作站和图形处理系统连接，该方法为首先在每一水平面对残肢进行旋转测量，获得多帧超声测量图像，然后对多帧测量图像进行复合，重建其二维截面图像，进而利用边缘检测法对骨骼与皮肤进行特征提取。本发明利用超声波成像原理，对残肢进行超声波测量，解决了目前无法对残肢骨骼和皮肤同时取型的问题，为残肢的三维CAD建立奠定了基础，而且极大地降低了成本、减少了辐射，为假肢康复工程和医学图像的重建提供了一种新的手段。

