微型CT数据的离散断层成像在小鼠骨小梁结构中的应用

摘要

离散层析成像（DT）在知道图像有一小部分灰度值时可以通过图像投影来处理图像的重建。对灰度值的离散集的知识可以明显减少一个高质量的重建所需的预测数。在本文中，从小鼠腿显微CT数据的离散断层扫描的可行性进行了研究，通过研究骨小梁的结构特性，该组的灰度值仅限于三个值，为空气背景，软组织背景，和骨小梁结构。重建的骨小梁结构通常是通过以上方式获得计算的连续重建。从重构信息中提取形态信息，图像必须被分割成不同的组织类型，这是由阈值通常做的。在DT的方法这样的分割步骤是不必要的，作为重构已经包含每个组织类型单一的灰度值。我们的研究结果表明，通过使用离散断层扫描，一个更好的重建的骨小梁结构，可以通过从相同数量的投影中阈值的连续重建来获得。

关键词：离散断层扫描，显微CT，骨小梁结构

1 简介

在过去的几十年中，断层成像已经成为医学成像的常用工具.。这数个算法可用于从他们的预测横截面图像的重建。滤波反投影是非常快速和容易实现（卡卡和斯莱尼 第3章）。代数重建技术，如艺术、SART（同时代数重建技术）和SIRT（同时迭代重建技术）有更长的运行时间，在某些情况下，产生更好的重建（卡卡和斯莱尼 第 7章）。所有这些重建方法处理连续的灰度值，即，在重建的强度是真实的值 。在本文的其余部分，我们将使用连续断层摄影来表示这样的方法。在医学成像中的许多样品确实表现出广泛的重建图像的灰度值。连续重建方法需要大量的预测来计算足够的质量的图像，通常超过100多。所需的突起的数目是成正比的扫描时间，并且更重要的是，辐射剂量。

对于某些类型的样本，比如从我们研究的小鼠的骨骼样本，每个组织类型有自己的灰度值，这灰度值接近于常数。像这样样本的连续重建将仍然包含大量的不同的灰度值，例如，由于噪声或缺乏预测数据。要提取从这样的重建的形态信息的图像被分割成不同的组织类型，这通常是通过阈值来分离。

另一种从重建中恢复不同组织的方法是在重建过程中使用一组小的固定灰度值，每个组织类型为一个.。因此，将所得的重建不需要被分割，因为它已经清楚了哪些像素属于组织。离散断层的领域解决了灰度值集小，离散和预先知道的，在看到赫尔曼和库巴在这领域的所概述的断层重建的问题。 通过将这一先验知识集的灰度值直接在重建算法，高品质的重建，可以得到少得多的预测比连续断层扫描。在极端情况下，只有两个灰度级（即黑和白图像），在假设低噪声水平中，只要有四或五个预测往往是足以计算一个准确的重建。

在本文中，我们专注于一个特定的应用程序，对于重建的小鼠小梁系统。骨小梁厚度是骨强度的重要结构参数。骨生长迟缓或与年龄有关的骨质变化，如骨质疏松症，就是众所周知的小梁变薄的原因。虽然骨强度的一个显著部分与骨密度无关，但骨小梁的显微结构也起着非常重要的作用。许多建筑学参数已在松质骨测量并且预测骨折风险，独立于骨能力测试。

为了研究骨小梁的显微结构，需要高质量和高分辨率的微CT图像。然而，需要获得这样的图像的剂量是临床CT扫描仪许多倍。高剂量的辐射可能会对动物造成严重的后果，因为它可能会影响骨代谢。唯一的选择似乎是扫描较低的分辨率，或限制剂量，但这将导致图像质量差。然而，在本文中所说，如果图像可以被视为仅存在少量的灰度值，离散断层扫描可能有助于减少的数目的预测（即，剂量）。

骨结构分析之前的一个重要步骤是未分割的部位，重建的灰度值图像分割成两种图像，有骨和非骨。换言之，对于数据集中的每个像素，需要作出决定这三维像素是骨或者不是。图像的质量和分辨率的被微型CT所限制时，这个问题变得更加重要时。在这种情况下，使用一个单一的全局阈值的简单分割方法是远离最优。

但为什么会有一个高品质的连续CT重建的头，或者说通过阈值，在大部分的信息被丢弃后？如果目标是研究骨骼的形态，一个高细节重建的周围组织，甚至高的骨本身的灰度值分辨率，对于这些可能是不重要的。事实上，研究骨形态，它可能是直接在重建水平更有效地提取骨数据。这就是离散断层成像开始发挥作用的地方。通过先验的对象结构的不同分类进行成像分为不同的组，一个高质量的重建可以从只有一小数量的类似于一个两阶段的过程组成的一个经典的重构与随后的大量的预测分割结果投影生成程序。

在本文中，将证明离散断层扫描的可行性。在第2节，将概述离散断层扫描的原则。在第3节将重点放在一个特定的应用程序，这是重建的胫骨小梁骨。第4节讨论了结果，并在第5节得出结论.。

2.离散成像

离散成像术语首先是由Larry Shepp在 1994年引进的，电子显微镜的进步引起了新的类型的断层重建的问题，其中一组的可能重建图像的像素值的是非常小的，是预先已知的。最初，主要的利益是在重建三维晶格结构。这是一个非常具体的断层问题，这使得它很难与其他断层扫描设置获得结果。在过去的10年中，焦点逐渐朝着更一般的断层扫描设置，包括那些相关的医学成像（见，例10）。

到目前为止，大多数结果已获得的图像只包含两个灰度级。对于这样的图像，它通常比连续断层将额外的先验知识，如物体的凸状，局部光滑的对象，吉布斯的先验知识等。对可能的像素值的硬约束，结合其他先验知识，它已被证明对于某些类型的图像，可以从很少的预测计算准确的重建技术。用于离散断层扫描的算法的类型是非常不同的连续断层扫描。而不是技术分析（傅里叶变换）、线性代数、离散成像中主要组合和组合优化，通常与连续断层扫描技术相结合。

图1显示了幻像图像和从五等距投影的两个重建。在图1b的结构发现是由一个离散层析算法来计算的，用对图像进行二值作为先验知识的事实，结合当地的平滑先验。在图1c和E的第二次和第三次重建，采用滤波反投影算法使用5和18预测分别得到的。最后，图1的d和f显示结果的阈值和滤波反投影重建。

对于大多数生物医学样品，两个灰度级一般不足以代表不同的组织。在文献中已经提出了几个算法处理两个以上的灰度级。离散断层扫描结果从第4条已获得一个新开发的算法，这将在未来的出版物中详细描述。DT算法使用迭代代数方法是SIRT相关（在卡卡和斯莱尼第1 7章）。它集成了局部同质区域，即只包含一个单一的组织类型的区域的偏好。

当处理几个灰度级，在二进制的情况下一组可能的像素值的约束是不强的，所以需要更多的预测，以获得准确的重建。随着灰度级数的增加，利用离散灰度级的优势逐渐消失。对于作者的看法，如果灰度级的数目是低于10，离散的层析成像方法仍然有用，如果没有对灰度级发生非常相似。即使需要DT作为连续断层是预测数相同，DT还提供了不需要任何进一步细分的相当大的优势。

一个DT的方法的局限性，对不同类型的组织灰度值的设置必须预先知道。如果灰度级在不同的样本之间是恒定的（即，在不同的动物之间），这就不会是一个问题。经过计算高品质的连续重建一次，灰度级为每个组织类型可以得到从这个重建和用于随后的所有实验。但是如果一个组织的灰度水平在不同的样本之间变化，该方法不能直接应用。如果几个样品（或者切片）在相同的动物中需要检查，DT仍可以使用已使用连续断层扫描重建的样品。它可能是扩大我们处理未知的但不断的灰色水平的方法，这将被认为是在未来的研究。

我们的重建算法是基于SIRT。在SIRT的背景下，层析重建的问题可以用一个大的线性系统来说明。

Wx = p

其中矩阵W的尺寸为m×n，用m测得的线的投影数和n个像素的数目重建。进入W ij代表i和j之间的像素线交点的长度，见图2。n×1列向量x的条目表示n个像素的灰度值， m×1列矢量P包含测量线投影。

SIRT是解决系统的一种迭代方法(1)。设x是一个预先计算近似解的系统(1)。SIRT算法遍历所有线路i = 1，…，m，计算w ，w i表示W中 i行有效这意味着，在当前图像x（即等于W i x）的线i的投影减去在该行中规定的投影pi。不同的是，更多的细节中，我们指的是卡卡和斯莱尼所著。

一定次数后，由SIRT算法不断重建阈值，分配给每个像素的灰度级最近预定。阈值的版本的图像作为一个新SIRT的循环开始T 迭代解。

图1。a黑白黑白影像。b.离散层析成像（DT）；在5个项目中投影重建（0，36，72，108和144度）；c.重建5个项目中投影使用滤波反投影（FBP）；d.重建使用18个项目投影FBP；e.阈值处理d的结果.

指定的灰度级中的错误通常发生在具有不同灰度级的两个区域之间的边界上。单个灰度值区域内的像素不可能是错误的。这些像素是固定的SIRT迭代下设置，这就意味着它们的值不能改变。如果固定值确实是正确的，重建的剩余部分的质量增加。如果某一固定的像素i分配的是错误的灰度级，很可能会出现在在新的SIRT中不同灰度级的像素i去抵消错误的值。因此，像素i将不再适合在一个阈值的解决方案。