

模拟生物样品的反射式超声 CT 成像*

舒文锋, 程建政, 蓝从庆

(中国科学院武汉物理数学研究所, 武汉 430071)

摘要: 本文简要介绍了反射式超声 CT(URCT) 成像方法的原理, 介绍了远场条件下的 URCT 成像算法, 对模拟生物样品进行了 URCT 成像实验, 并对多幅二维 URCT 图像, 得到了 URCT 图像的三维显示。

关键词: 生物样品; 超声反射 CT 成像; 三维显示

中图分类号: TB559; 文献标识码 A

Ultrasonic reflected tomographic imaging to a simulated biological sample

SHU Wen-feng, CHEN Jian-zheng, LAN Cong-qing

(Wuhan Institute of Physics and Mathematics, Wuhan 430071)

Abstract: In this paper, ultrasonic reflected tomographic imaging (URCT) method used to biological medical imaging is studied. A reconstructed algorithm is presented when the transducer is located in far field. URCT reconstructed image of a simulated biological sample and its three-dimensional image are obtained.

Key words: biological sample; ultrasonic reflection CT imaging; three dimensional display

1 引言

自从声 CT 成像方法问世以来, 人们在生物医学, 材料无损评价, 地球物理, 海洋物理等许多领域开展了广泛的探索和研究, 取得了一系列重要进展。在生物医学领域, 美国 Greenleaf 借用 X 射线 CT 成像原理, 率先推出建立在几何声学基础上的透射式声 CT 成像模型, 并成功地得到了人体部分器官, 例如妇女乳房的声 CT 图像^[1]。最近, 日本 HONDA 公司推出了超声 CT 医用成像设备并投放市场, 其工作原理与 X 射线 CT 基本相同, 即基于几何声学的透射式超声 CT 成像, 并利用高速计算机重新组成三维图像, 它既克服了 X 射线对人体

软组织分辨差和对人体有害的缺点, 同时又提供了普通 B 超所难以完成的全新第三维图像, 开创了诊断四肢骨骼, 肌肉肌腱拉伤, 腰尖盘突出及胎儿, 人体肝脏, 肾脏的三维领域, HONDA 公司的这一成果无疑对超声 CT 用于医疗诊断是十分鼓舞人心的。

为了探索更加简单有效的声 CT 成像方法, 美国 S. T. Norton 提出了基于单个换能器同时起发射和接收作用的反射式超声 CT (URCT) 成像方法^[2], 由于该方法成像系统简单, 而且能同时得到纵向和横向高分辨率重建像, 受到人们广泛重视。有的学者将这一方法用于材料无损评价, 生物医学等方面, 取得了一定进展。

* 国家自然科学基金, 湖北省自然科学基金, 声场声信息国家重点实验室项目。

收稿日期: 99-08-25; 修订日期: 99-09-22

作者简介: 舒文锋(1965-), 男, 硕士研究生

本文简介了 URCT 成像原理, 在远场条件下, URCT 成像理论可简化为一般 X 射线 CT 成像中的 FOURIER 切片理论, 并可采用滤波—后投影算法进行重建。对模拟生物样品进行了 URCT 成像实验研究, 结果表明, 这时要采用 0-360 范围内的投影数据。对于多幅二维 URCT 图像, 采用三维显示方法, 可得到 URCT 图像的三维显示。

2 URCT 成像算法

URCT 成像的示意图如图 1 所示, 在 A 点的换能器 T 发射一束声脉冲, 在 B 点的换能器接收来自物体的反射信号为^[2]

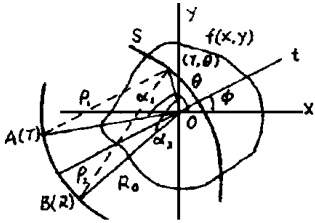


图 1 超声反射 CT (URCT) 成像物理模型

$$P(\rho_1 + \rho_2, \varphi) = \int_0^{2\pi} r dr \int_0^{2\pi} f(r, \theta) \delta[\bar{t} - (\rho_1 + \rho_2)] d\theta \quad (1)$$

其中, $\bar{t}_{1,2} = \sqrt{R_0^2 + r^2 - 2R_0 r \cos \alpha_{1,2}}$, $\bar{t} = \bar{t}_1 + \bar{t}_2 = c(t_1 + t_2)$, 当换能器与被成像物体间距离远大于物体限度, 符合远场条件时, 有

$$\sqrt{R_0^2 + r^2 - 2R_0 r \cos \alpha_{1,2}} \approx R_0 - r \cos \alpha_{1,2}$$

对式(1)作一维 Fourier 变换 (FT) 并经过一系列推导, 得

$$S(\omega, \varphi) = e^{-j\omega R_0} \int \int f(x, y) e^{-j2\omega x \cos \beta \cos \varphi} e^{-j\omega y \sin \beta \sin \varphi} dx dy = e^{-j\omega R_0} F(u, v) \quad \begin{matrix} u = 2\omega \cos \beta \cos \varphi \\ v = 2\omega \sin \beta \sin \varphi \end{matrix} \quad (2)$$

式(2)说明, 当发/收换能器分离, 且与被成像物体的距离满足远场条件时, 它们相对点的张角为 2β , 且其角平分线与 X 轴正向成 φ 角情况下, 从换能器 T 发射、从 R 接收到的“投影”信号的一维 FT, 给出了物函数 $f(x, y)$ 的二维 FT 在 $u-v$ 平面上由 $u = 2\omega \cos \beta \cos \varphi$, $v = 2\omega \sin \beta \sin \varphi$ 所决定的一条谱线上的谱值

(图 2), 这即是 X 射线 CT 成像算法中有名的 Fourier 切片理论。当 R、T 合并, $\beta = 0$ 时, $\cos \beta = 1$, 则式(2)变为同一换能器同时作发射和接收器时的结果。

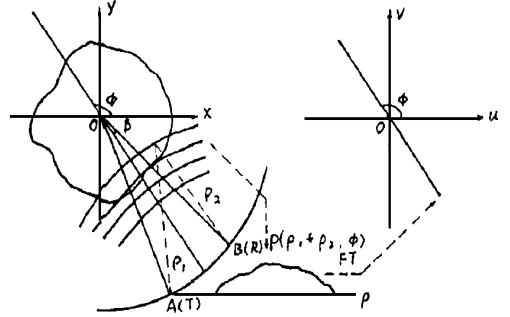


图 2 FOURIER 切片理论示意图

在发、收换能器 T、R 沿着以 O 为圆心, R 为半径的圆弧运动, 使 φ 从 0 到 180 变化, 且每次发、收时保持张角 2β 不变, 则 $f(x, y)$ 的二维 FT 的谱线在 Fourier 变换空间 $u-v$ 平面上绕 O 点扫描, 这可得到空间频率低于 $2\omega \cos \beta$ 的 $f(x, y)$ 的二维 FT 谱值, 为了由此得到物函数的重建, 可采用 X 射线 CT 成像中的直接 FT 方法或滤波后投影 (FBP) 方法进行处理。

3 模拟实验及成像结果

超声成像系统及原理框图如图 3、4 所示。成像系统具有 X、Y、Z、样品支撑平台旋转, 探头俯仰角和圆周角共 6 个自由度, 其中前 5 个自由度及整个成像系统由 586 微机控

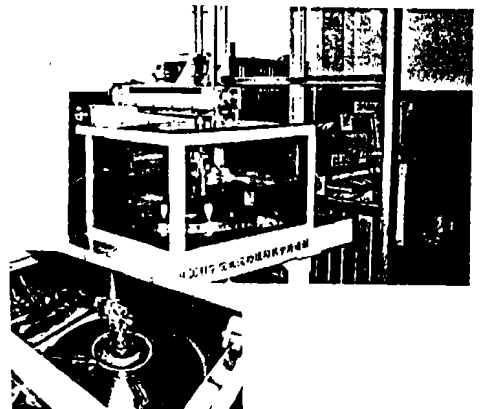


图 3 超声成像系统

制，由友好的用户界面操作，它向步进电机驱动器发出指令，实现机械扫描，从而移动换能器或被检测样品，同时，控制声发/收装置，完成声发射，接收和高速数据采集、处理，实时显示 A, B, C 扫描波形和图像，进行透射 CT 成像或 URCT (综合孔径) 成像，SAFT 成像以及图像的三维显示。

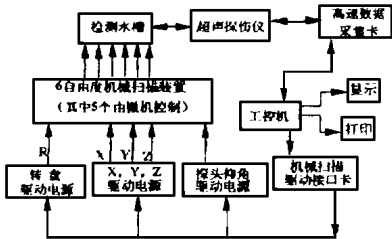


图4 超声成像系统原理框图

被成像物体为一模拟的生物样品：在直径为11mm 的琼脂圆柱体内含有直径分别为 3.4mm 和1mm 的二根金属圆柱，其截面如图5所示。将样品置于水中，使旋转圆盘的转轴和样品的轴线方向重合。超声换能器用水浸式线聚焦柱面换能器（直径为20mm，频率为5MHZ），其声场分布如图6所示，将样品放置在换能器辐射声场的远场位置，并被声场完全覆盖。实验和成像过程如下：

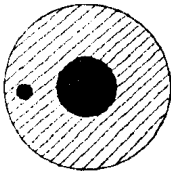


图5 模拟的生物样品的截面图

3.1 “投影”获取

在程序控制下，超声信号发生器通过换能器发射一声脉冲，并用该换能器接收来自

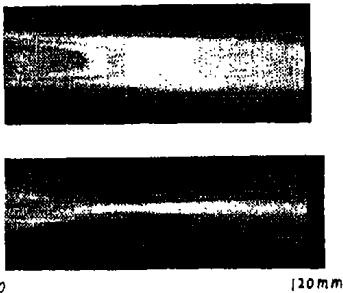


图6 水浸式线聚焦柱面换能器声场分布图

检测样品的回波信号，该信号通过 A/D 转换，即可得到1个“投影”。从0~360 范围内，每隔3 重复一次上述过程，即可得到120个“投影”，每个投影取1024点，信号采样频率为50MHz，即可获得来自样品内部15mm 范围内的反射信号。

3.2 URCT 重建

为了减少数据处理量，对每个投影数据，每隔8点取一点，则0~360 范围的投影数据变为128×120，这120个“投影”如图7所示。由于实验样品在声场中处于远场，则可采用第二节中介绍的 X 射线 CT 成像中的直接 FOURIER 变换方法或滤后投影方法进行重建运算，但在 URCT 重建运算中，和 X 射线 CT 中仅采用0~180 的投影进行重建运算不同，必须采用0~360 的全方位投影，才能得到如图8所示的好的重建像。如果仅采用0~180 范围内的投影，不能得到被成像区域的全方位



图7 0~360 范围内的120个“投影”



图8 用0~360 范围内投影的重建像



图9 用0~180 范围内投影的重建像

的投影, 那么重建结果就不完整了, 所得重建像如图9所示, 因此, 这里要采用 $0 \sim 360$ 范围内的全部投影信号才能得到完美结果。

3.3 三维 URCT 图像

为了得到被成像生物样品内部的三维 URCT 图像, 可令换能器在 Z 方向步进, 每隔 ΔZ , 重复“1”的获取投影和“2”的 URCT 重建, 即可获取生物样品内部多个截面的重建像, 将多个截面的 URCT 图像数据即可得到生物样品内部的三维 URCT 图像的三维显示。本文所用样品沿 Z 方向是一致的, 为简单化, 采用50个图8所示的重建像数据, 即可得到图10所示的三维 URCT 图像。

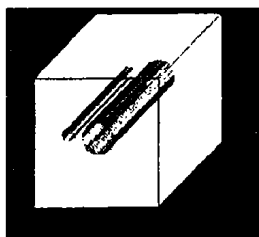


图10 三维 URCT 图像

4 结语

在 URCT 成像中, 在远场条件下, 采用 X 射线 CT 成像中的滤波—后投影算法和 $0 \sim 360$ 范围内的投影数据, 可得到生物样品内一个截面的 URCT 图像。对于多幅二维 URCT 图像, 采用三维显示方法, 得到了 URCT 图像的三维显示。

日本 HONDA 公司采用与 X 射线 CT 基本相同的工作原理^[4], 即采用单换能器, 用

有多个换能器阵元组成的接收线阵接收超声信号, 就可得到一个投影, 不断旋转被检测物体一个角度, 并重复上述发射、接收过程, 就可得到多个投影。同样采用 X 射线 CT 成像中的滤波——后投影算法, 即可得到被检测物体一个截面的声衰减分布图像。HONDA 公司的商品广告给出了人手的 CT 图像, 十分清晰。

本文仅对 URCT 方法用于医疗诊断作了初步探索, 真正用于生物样品以及更进一步的临床应用还需要做大量的工作。不过, 由于 URCT 仅采用单个换能器同时发射和接收, 从原理上讲, 与日本 HONDA 公司采用的透射式超声 CT 成像方法相比, 本文法更简单, 更实用。

参考文献:

- [1] J. F. Greenleaf and R. C. Bah. Clinical imaging with transmissive ultrasonic computerized tomography. IEEE Trans. Biom ed. Eng, 1981; BME-28: 177 ~ 185
- [2] S. J. Norton and M. Linzer. Ultrasonic reflectivity tomography: Reconstruction with circular transducer arrays. Ultrasonic Imaging, 1979; 1: 154 ~ 184.
- [3] C. Q. Lan, Y. H. Chen. Iterative method applied to ultrasound reflection mode tomography with circular and planar transducer arrays. Acoustical Imaging, 1992; 20: 95 ~ 102.
- [4] HONDA 公司广告. 中国超声医学杂志, 1995; 11 (7) .

(上接第18页)

参考文献:

- [1] 超声工业测量 [M] . 同济大学声学所1977.
- [2] Alfonso Barone et al. [J] . JASA1972; 51 (3):
- [3] Y. KOIKE. A theoretical study of near-field acoustic levitation of planar objects [J] . World congress on ultrasonics 1995.

- [4] G. DE Cicco, B. Morten. Thick film composite ultrasonic transducers operating in air [J] . World congress on ultrasonics 1995.
- [5] Jiromaru Tsujino. Characteristics of Ultrasonic Vibration Bending of Thin Metal Specimens Using an Upper Vibration Punch and Lower Die [J] . World congress on ultrasonics 1995.