

组织超声谐波特性的 Nakagami 分布统计特征研究

武柯言¹, 张榆锋¹, 赵征鹏¹, 高 莲¹, 章克信², 张俊华¹, 陈建华¹

(1. 云南大学信息学院电子工程系, 云南昆明 650091;

2. 昆明医科大学第二附属医院, 云南昆明 650031)

摘 要: 研究了超声回波信号中二次谐波包络信号的 Nakagami 分布参数与非线性系数之间的对应关系, 以获得更准确的组织非线性定量特征. 将超声回波射频信号的基/谐波成分进行分离, 获取基波和二次谐波成分的包络信号, 分别计算并比较信号的 Nakagami 分布参数. 仿真结果表明, 对于不同的非线性系数, 二次谐波包络信号的分布参数相互分离, 特别是非线性系数 β 在 3~6 的范围内具有显著的差异, 而对应的基波的差异性不显著. 离体组织实验中, 与脂肪相比, 肝和脑的基波的平均功率 ω 和形状因子 μ 的相对差异分别为 7.3% 和 0.03% 及 2.0% 和 4.3%; 谐波的 ω 和 μ 的相对差异分别为 8.3% 和 19.4% 及 7.0% 和 34.0%. 结果进一步验证了仿真结果的有效性和正确性. 综上所述, 不同非线性组织超声回波信号中, 二次谐波包络信号的 Nakagami 分布参数具有显著差异, 可据此定量分析生物组织的非线性特征.

关键词: Nakagami 分布; 非线性; 超声谐波信号; 组织特性

中图分类号: TN911.7

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112 (2018)07-1639-05

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2018.07.014

Characterization for Ultrasonic Harmonic of Tissue Based on Nakagami Distribution

WU Ke-yan¹, ZHANG Yu-feng¹, ZHAO Zheng-peng¹, GAO Lian¹,
ZHANG Ke-xin², ZHANG Jun-hua¹, CHEN Jian-hua¹

(1. Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming, Yunnan 650091, China;

2. The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming, Yunnan 650031, China)

Abstract: The relationship between the nonlinear coefficient and parameter values of Nakagami distribution from the envelopes of fundamental and second harmonic signals are investigated to obtain more accurate nonlinear quantitative characteristics of tissue. The envelopes of fundamental and second harmonic signals are separated from the whole echoed RF signals using Butterworth high-pass filter. Then the Nakagami distribution parameters of the envelope signals are calculated and compared. The simulation results show that for different values of the nonlinear coefficients, the values of distribution parameters of the fundamental envelope signals are aliasing. On the contrary, the parameter values of second harmonic are mutually separating, especially for the nonlinear coefficients ranged from 3 to 6. In vitro experiments, compared with fat tissue, the relative differences of Nakagami parameter ω and μ of the fundamental envelope signals for liver and brain tissue are 7.3%, 0.03% and 2.0%, 4.3%, respectively; however the relative differences of 2nd harmonic envelope signals are 8.3%, 19.4% and 7.0%, 34.0%, respectively. The results of vitro experiments verify the effectiveness and correctness of the simulation results. In conclusion, the parameter values of Nakagami distribution for the second harmonic envelope signals from different degrees of nonlinearity in tissue are significantly different. According to this, we can quantitatively analyze the nonlinear characteristics of biological tissue.

Key words: Nakagami distribution; nonlinearity; ultrasonic harmonic signal; tissue characteristics

1 引言

B 型超声诊断仪(B 超)依据回波幅度的大小等信息呈现各种组织与病变的形态,在医学检测领域占有非常重要的地位^[1]. 传统医学超声技术主要研究与应用超声回波信号中的线性成分,然而超声回波信号中还含有组织非线性特性引入的非线性成分. 非线性声学参量 B/A (非线性系数 β) 能度量媒质产生的非线性声学效应的大小,它与声阻抗等线性参量一起更能完整反映生物组织的组份、结构及病变状态变化的特性^[2].

量化超声成像技术能够对生物组织反射的回波信号进行参数化处理,获取组织微观结构的量化信息,为临床疾病的超声诊断提供一种更精确,更直观的方法^[3]. 目前主要针对超声回波信号中的基波成分,采用统计模型对回波信号幅度进行统计分析,获取量化的模型参数刻画组织散射点密度和结构等信息.

对超声回波包络信号进行统计分析的概率模型主要有:Rayleigh 分布、K 分布、莱斯分布、零差 K 分布、Nakagami 分布等^[4]. 其中,Nakagami 统计模型因其较好的拟合普适性和计算高效性,在超声回波包络信号量化统计分析及临床定征中广泛应用^[5].

本文主要研究超声回波信号中的基波成分包络信号和二次谐波成分包络信号的 Nakagami 分布参数与非线性系数之间的对应关系. 首先使用 CREANUIS 超声成像模拟器^[6]开展基于不同非线性系数条件下的仿真实验,计算并比较了两种成分包络信号的 Nakagami 分布参数. 然后对健康成年猪的非线性系数具有显著差异的脂肪、肝和脑三种组织开展离体实验,进一步验证了仿真实验的结果.

2 方法原理

2.1 非线性系数 β

非线性声参量是非线性声学中的一个基本参量. 它不仅表明了超声波通过媒质时产生非线性效应的大小,而且能够对超声波在生物组织中传播时产生的波形畸变、谐波滋生及声冲流等非线性现象进行描述与提供解释^[2]. 非线性参量 B/A 可通过下式计算^[7]:

$$\frac{B}{A} = \frac{\rho_0}{c_0} \left[\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right]_{\rho_0} = 2c_0 \rho_0 \left[\frac{\partial P}{\partial \rho} \right]_{s,0} \quad (1)$$

其中, c_0 为媒介的平衡速度, P 为声压, ρ 为媒介的密度, ρ_0 为媒介的平衡密度,下脚标“S”表示绝热过程,“0”表示平衡态. 非线性系数 β 与非线性参量 B/A 之间对应量关系可表示为^[7]:

$$\beta = 1 + B/2A \quad (2)$$

2.2 Nakagami 分布模型

对于超声回波包络信号 x , Nakagami 模型的概率分布函数为^[8]:

$$f(x) = \frac{2\mu^\mu}{\Gamma(\mu)\omega^\mu} x^{2\mu-1} \exp\left(-\frac{\mu}{\omega} x^2\right) \quad (3)$$

其中 $\Gamma(\cdot)$ 是伽马函数, ω 是尺度参数,反映散射点的能量变化. μ 是形状因子,反映信号幅度概率分布曲线的形状变化.

Nakagami 模型参数 ω 和 μ 可通过下式计算^[9]:

$$\omega = E(x^2) \quad (4)$$

$$\mu = \frac{[E(x^2)]^2}{E[x^2 - E(x^2)]^2} \quad (5)$$

3 实验

3.1 仿真实验

仿真实验使用的 CREANUIS 超声成像模拟器是一个非线性超声仿真软件平台,通过设置各项相关模块的仿真参数,仿真包含基波与谐波成分的超声回波射频信号^[6].

Butterworth 高通滤波器在超声回波信号基谐波成分分离中广泛使用,其传递函数可表示为^[10]:

$$H(\mu, \nu) = \frac{1}{1 + \left[\frac{D_0}{D(\mu, \nu)} \right]^{2n}}, \quad n = 1, 2, \dots \quad (6)$$

其中, $D(\mu, \nu) = (\mu^2 + \nu^2)^{1/2}$ 为信号的频率, D_0 为截止频率; μ, ν 为频域的频率变量. 理论上,频率值 $D \leq D_0$ 的低频分量将会被滤除,而频率值 $D > D_0$ 的高频分量则会被保留.

包络信号应用 Hilbert 变换对回波射频信号作解调获得. 首先对采集的回波信号 $f(x)$ 进行 Hilbert 变换^[11]:

$$\hat{f}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (7)$$

然后构建回波射频解析信号:

$$Z(t) = f(t) + j\hat{f}(t) \quad (8)$$

$Z(t)$ 的模的幅值就是实信号 $f(t)$ 的包络,即:

$$A(t) = \sqrt{f^2(t) + \hat{f}^2(t)} \quad (9)$$

仿真实验首先通过图 1 所示的非线性系数的配置方案配置不同非线性系数 ($\beta = 3 \sim 8$, 步长为 1) 及散射点密度 ($5 \sim 15$ 个/ λ^3 , 步长为 2) 对应的组织散射点模

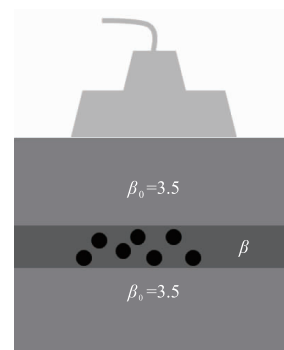


图1 仿真原理图

型,同时按表 1 所列的参数设置 CREANUIS 仿真环境. 获取包含基波与谐波成分的超声回波射频信号,然后采用 8 阶的 Butterworth 高通滤波器处理得到基波和二次谐波成分,再应用 Hilbert 变换进行解调,获取各自的包络信号. 最后分别计算基波和二次谐波包络信号的 Nakagami 分布参数 ω 和 μ . 每组参数基于 30 次仿真计算并对比对应的均值/标准差曲线.

表 1 仿真实验参数

参数类型	数值
声速	1540m/s
中心频率	5MHz
聚焦深度	40mm
阵元高度	6mm
阵元间距	12.5 μ m
阵元中心距离	214 μ m
阵元数	128
激活的阵元数	64
发射正弦信号的周期个数	2

3.2 离体组织实验

离体组织实验采用加拿大 Ultrasonix 医疗公司生产的 SonixTouch 超声系统对健康成年猪的非线性系数具有显著差异的脂肪、肝和脑三种组织进行测量,并对比回波信号中基谐波成分包络信号的 Nakagami 分布参数. 测量时 SonixTouch 超声系统选择研究模式下的谐波分辨率测量模式,相关参数设置如下:中心频率为 5MHz,采样频率为 40MHz,低通滤波器的截止频率为 30MHz,测量深度为 2cm,声速为 1540m/s;使用型号为 L14-5W/60 的线阵超声探头,阵元数为 128,阵元中心距离为 300 μ m,激活阵元数为 64,发射正弦信号的周期个数为 2.

实验所用样本为健康成年猪的新鲜脂肪、肝和脑三种组织,他们的非线性系数分别为 6.5、4.7 及 4.0^[12]. 将组织样品切割成长宽为 7 \times 7cm² 的方块,厚度大于 2cm. 测量时将组织样品固定在台架上,使用专业医用超声耦合剂涂抹测量面,并将探头固定在合适的位置对组织进行测量,如图 2(a)所示. 每种组织分别用 10 组样本进行测量. 图 2(b)给出了测量结果成像过程,对 RF 射频数据进行 Hilbert 变换得到包络信号,其次进行降采样和对数压缩获得 B 超图像. 从 B 超图中选取各向均匀分析区域,获取对应包络信号进行 Nakagami 分布参数估计,并比较三种组织基/谐波包络信号的 Nakagami 分布参数 ω 和 μ 的分布及均值变化规律.

4 结果与讨论

4.1 仿真实验结果

基于 30 次仿真计算,图 3 分别给出了不同非线性

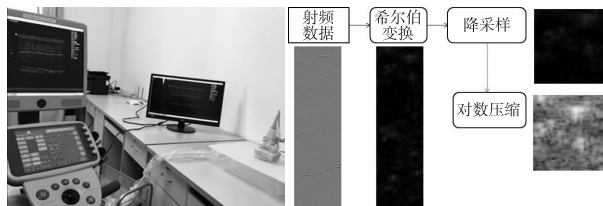


图2 基于Ultrasonix RP对健康成年猪的脂肪、肝脏和脑三种组织的测试(a)与成像过程(b)

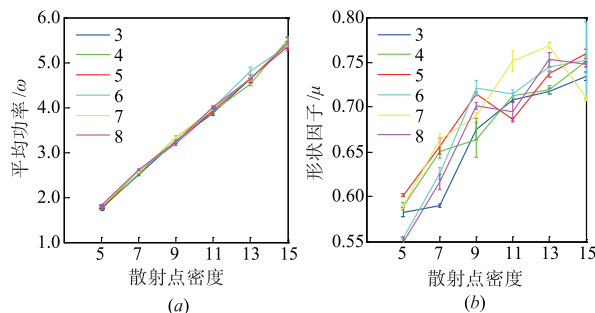


图3 不同非线性系数下,基波成分包络信号30次仿真计算的Nakagami参数 ω (a)和 μ (b)的均值和标准差

系数下基波包络信号对应的 Nakagami 分布参数 ω 和 μ 的均值/标准差随散射点密度变化的曲线. 可以看出,对于基波成分,随着散射点密度的增大,不同的非线性系数的 ω 和 μ 参数值都在增大,表明散射点密度越大,回波信号的能量越高,图像斑点分布的均匀一致性越好. 另一方面,不同的非线性系数,其包络信号的分布参数 ω 和 μ 的曲线均出现相互混叠的现象,表明依据基波包络信号的 Nakagami 参数无法区分出组织非线性系数的差异,不能够对组织的非线性特性进行定征.

基于 30 次仿真计算,图 4 分别给出了不同非线性系数下二次谐波包络信号对应的 Nakagami 参数 ω 和 μ 的均值/标准差随散射点密度变化的曲线. 可以看出,对于二次谐波成分,随着散射点密度的增大,不同的非线性系数的 ω 和 μ 参数的取值都在增大. 表明与基波包络信号相似,增大的散射点密度同样导致二次谐波包络信号能量加大,图像中超声斑点均匀一致性增强. 但另一方面与基波的特性不同,不同非线性系数对应的参数 ω 分布曲线之间存在清晰的间隔,且随着散射点密度或非线性系数增大,分离特征显著性增加. 对于分布参数 μ ,当非线性系数 β 取值为 3~6 时,不同非线性系数的分布曲线之间也存在清晰的间隔,而当非线性系数 $\beta > 6$ 时,曲线出现了混叠的现象. 表明当非线性系数 β 取值在一定范围($3 \leq \beta \leq 6$)时,二次谐波包络信号的 Nakagami 分布参数 ω 和 μ 的分布特征均能够清晰地区分出组织非线性系数的差异,实现对组织的非线性特性定征. 但随着非线性系数的进一步增大,形状参数对于组织非线性系数差异性的量化区分能力就会降低.

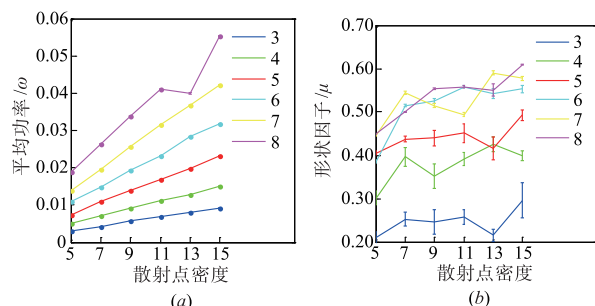


图4 不同非线性系数和散射点密度下,二次谐波成分包络信号30次仿真计算的Nakagami参数 $\omega(a)$ 和 $\mu(b)$

4.2 离体组织实验结果

对离体成年猪的新鲜脂肪、肝和脑三种组织的10组样本分别估计基波和谐波成分包络信号的Nakagami参数 ω 和 μ 。图5给出了基波包络信号的估计结果。可以看出三种组织样本的参数 ω 和 μ 都具有离散性,相互混叠,分界线不明显,特别是能量参数 ω 尤其突出。其中脂肪、肝和脑10组样本 ω 的均值分别为0.272、0.291及0.271,与脂肪相比,肝和脑的相对差异分别为7.3%和0.03%。 μ 的均值分别为1.372、1.344及1.431,与脂肪相比,肝和脑的相对差异分别为2.0%和4.3%。由此进一步说明三种组织的参数 ω 和 μ 分离特征不显著,难以对组织的非线性特性进行量化定征。

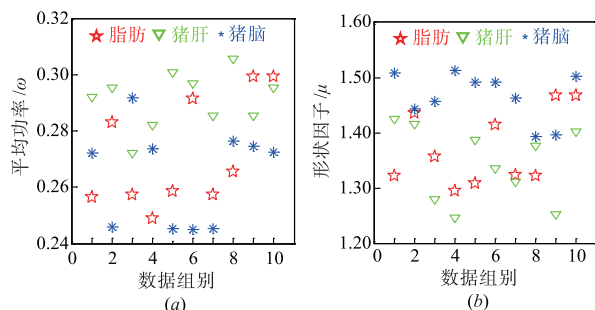


图5 健康成年猪的三种组织10组样本超声回波基波包络信号的Nakagami参数 $\omega(a)$ 和 $\mu(b)$

对三种组织10组样本的谐波包络信号的Nakagami参数 ω 和 μ 的估计,结果如图6所示。可以看出参数 ω 和 μ 具有较好的一致性,存在显著的分界线,尤其是形状参数 μ 更为突出。其中脂肪、肝和脑10组样本 ω 的均值分别为0.0036、0.0033及0.0029,与脂肪相比,肝和脑的相对差异分别为8.3%和19.4%。 μ 的均值分别为0.1798、0.1672及0.1186,与脂肪相比,肝和脑的相对差异分别为7.0%和34.0%。表明三种组织的二次谐波包络信号的Nakagami参数具有显著差异,据此能够较好地对组织的非线性特性进行量化定征。

5 结论与展望

考虑到同时对回波信号中的基/谐波的包络信号

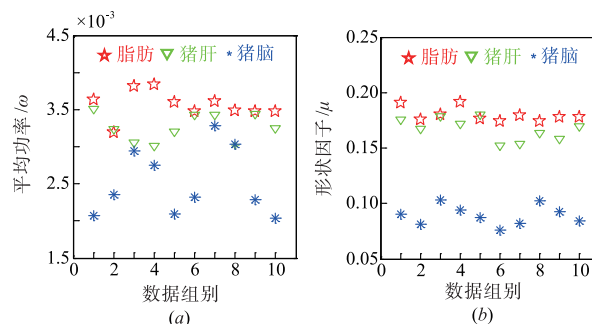


图6 健康成年猪的三种组织10组样本超声回波二次谐波包络信号的Nakagami参数 $\omega(a)$ 和 $\mu(b)$

进行量化分析,有可能获得更准确的组织特性。本文使用Nakagami模型,对不同非线性系数超声回波信号中的基波和二次谐波包络信号分布特征展开研究。仿真与离体组织实验结果均证实,不同非线性组织的超声回波信号中二次谐波包络信号的Nakagami参数具有显著差异,据此能够较好地对组织的非线性特性进行量化定征。为囊肿、组织纤维化等疾病的超声量化诊断提供更好的依据和手段。

此外,除了组织自身非线性(系数)会引起超声谐波的非线性效应外,实际中其它因素如声源的频率和强度对超声在传播过程中产生的非线性效应也具有不同程度的影响,并进一步影响到本文的研究结果。对此展开深入研究是我们未来的工作方向。

参考文献

- [1] 张戎,李向东,刘莹灿,等. B型超声诊断仪检定方法的分析[J]. 中国医疗设备, 2015, 12(8): 44-47.
- [2] 龚秀芬,章东. 非线性声参量成像及其在医学诊断中应用[J]. 应用声学, 2005, 24(4): 208-215.
- [3] Michael L Oelze, William D O'Brien. Quantitative ultrasound assessment of breast cancer using a multiparameter approach [A]. IEEE Ultrasonics Symposium [C]. IEEE, 2007. 981-984.
- [4] DAVID P, HRUSKA. Improved Techniques for Statistical Analysis of the Envelope of Backscattered Ultrasound Using the Homodyned K Distribution [D]. USA: University of Illinois at Urbana-Champaign, 2009.
- [5] Shankar P M, Dumane V A, Reid J M, Genis V, Forsberg F, Piccoli C W, Goldberg B B. Classification of ultrasonic B-Mode images of breast masses using Nakagami distribution [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2001, 48(2): 569-580.
- [6] Varray F, Basset O, Tortoli P, Cachard C. CREANUIS: A non-linear radiofrequency ultrasound imaging simulator [J]. Ultrasound in Med, 2013, 39(10): 1915-1924.
- [7] 伍于添,高上凯,张德俊,等. 医学超声设备原理设计应用

- [M]. 北京:科学技术文献出版社,2012. 34 – 39.
- [8] Caixinha M, Jesus D A, Velte E, Santos M. J, Santos J B. Using ultrasound backscattering signals and Nakagami statistical distribution to assess regional cataract hardness[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61 (12):2921 – 2929.
- [9] Shankar P M. A general statistical model for ultrasonic backscattering from tissues[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control, 2000, 47 (3):727 – 736.
- [10] 杨先武,陈旭,何宽. 基于高通滤波的高分辨率遥感影像城市道路提取[J]. 测绘科学,2011,36(4):50 – 52.
- [11] Ayush D, Parvinder B. Image sharpening by Gaussian and Butterworth high pass filter[J]. Biomedical & Pharmacology Journal, 2014, 7(2):707 – 713.
- [12] 龚秀芬,冯若,石涛,等. 动物软组织非线性声参量 B/A 的研究[J]. 科学通报,1985. 1104 – 1106.

作者简介



武柯言 女,1986 年生,山东菏泽人,硕士,研究方向为超声医学信息处理.
E-mail:993389881@qq.com



张榆锋 男,1965 年生,云南大理人,教授,博士生导师,现主要从事微弱信号检测、超声医学工程等.
E-mail:yfengzhang@yahoo.com